

Atemgesteuertes Inhalationstherapiegerät

Patent number: DE10022795

Publication date: 2001-11-29

Inventor: SOMMER ERIK (DE); ACHTZEHNER WOLFGANG (DE); KNOCH MARTIN (DE)

Applicant: PARI GMBH (DE)

Classification:

- **international:** A61M11/00

- **european:** A61M11/06; A61M15/00F

Application number: DE20001022795 20000510

Priority number(s): DE20001022795 20000510

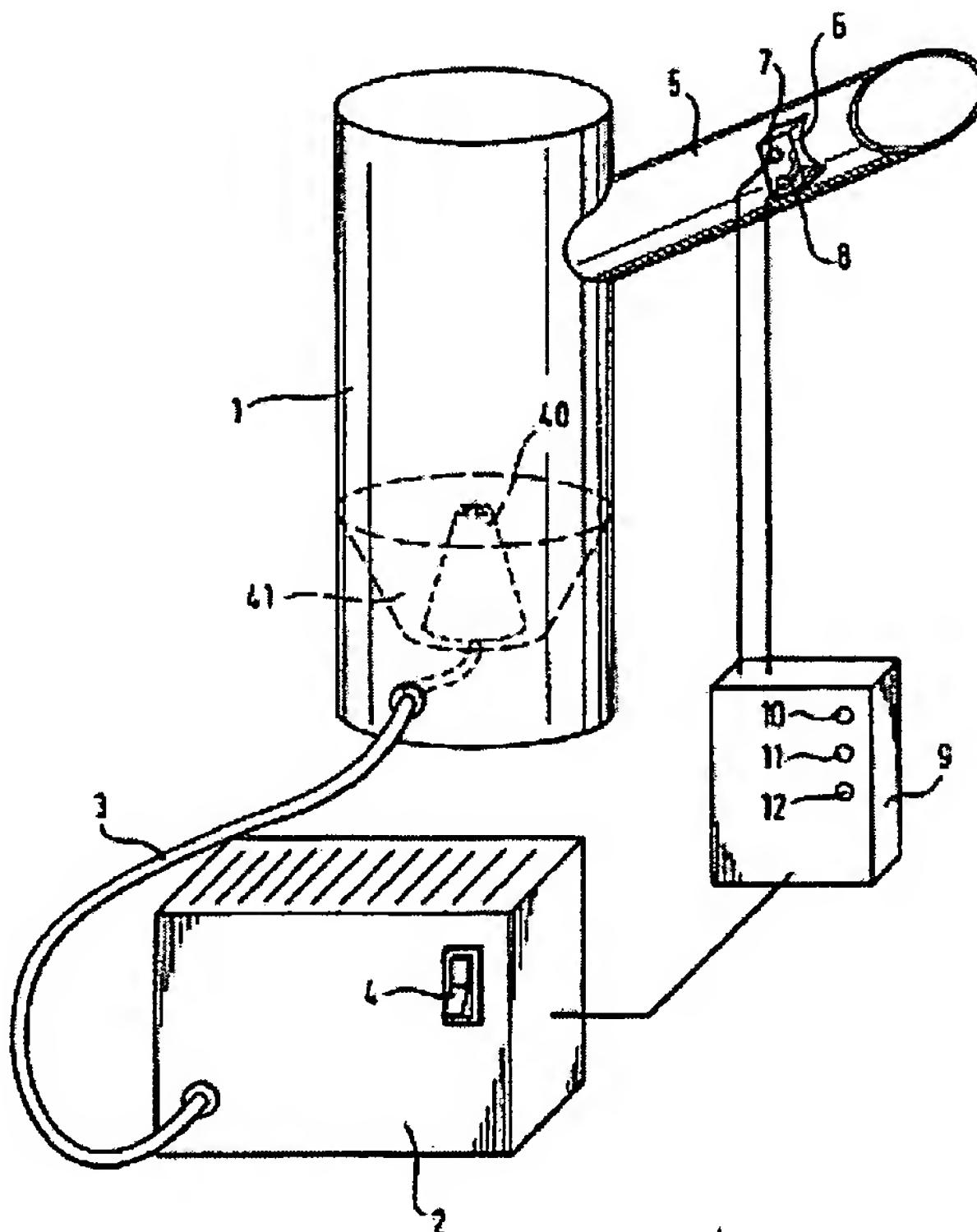
Also published as:

WO0185241 (A1)

[Report a data error here](#)

Abstract of DE10022795

The invention relates to a therapeutic inhalation device, comprising an IR transmitter/receiver device (7, 8) in the zone of a stable aerosol. The output signal of the receiver device (8) is used to control the therapeutic inhalation device.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 100 22 795 A 1

⑮ Int. Cl. 7:
A 61 M 11/00

DE 100 22 795 A 1

⑯ Aktenzeichen: 100 22 795.3
⑯ Anmeldetag: 10. 5. 2000
⑯ Offenlegungstag: 29. 11. 2001

⑯ Anmelder:

PARI GmbH Spezialisten für effektive Inhalation,
82319 Starnberg, DE

⑯ Vertreter:

HOFFMANN · EITLE, 81925 München

⑯ Erfinder:

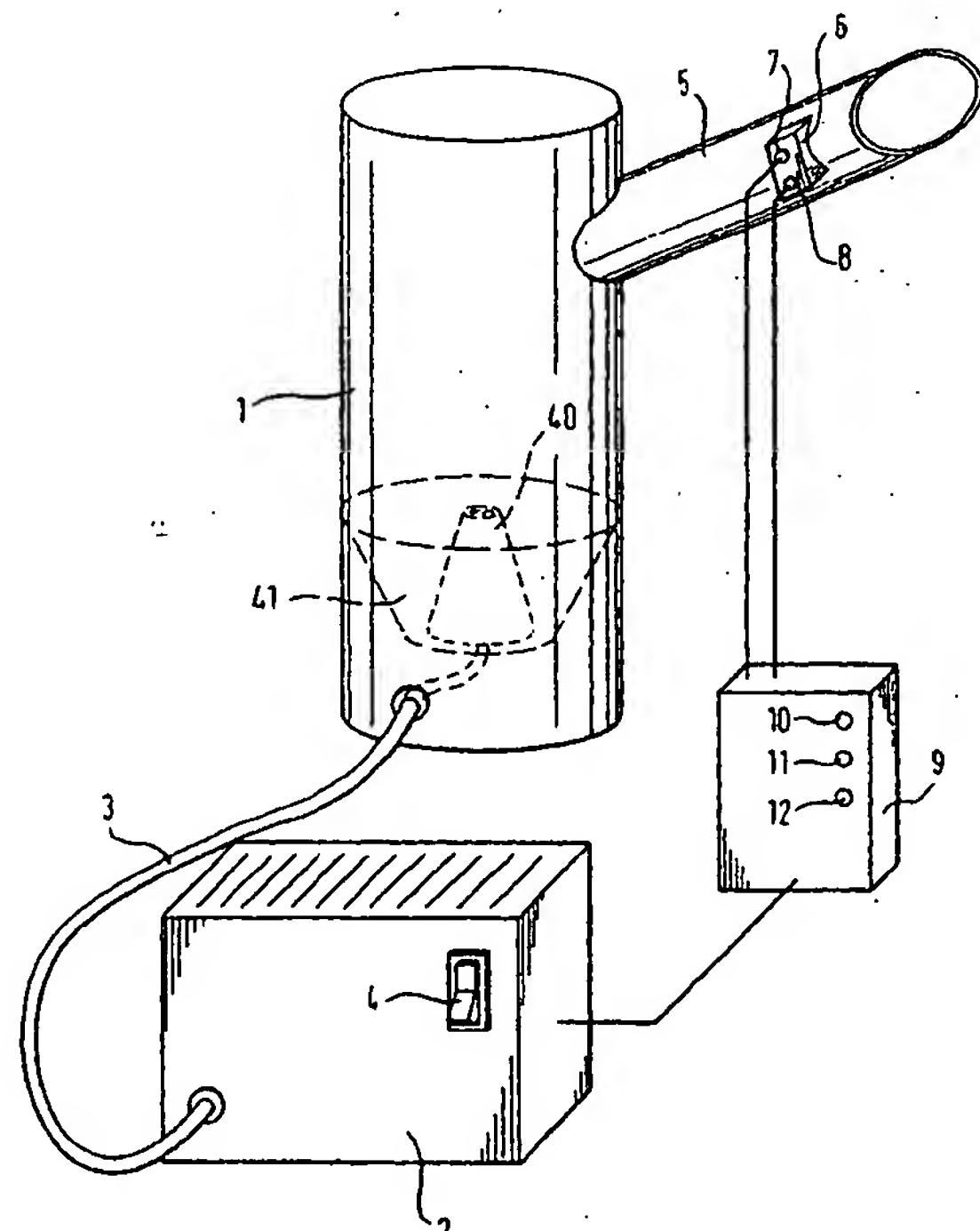
Sommer, Erik, 10115 Berlin, DE; Achtzehner,
Wolfgang, 82239 Alling, DE; Knoch, Martin, Dr.,
82335 Berg, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Atemgesteuertes Inhalationstherapiegerät

⑯ In einer Inhalationstherapievorrichtung ist erfindungsgemäß eine IR-Sender/Empfänger-Einrichtung in einem Bereich beruhigten Aerosols angeordnet. Das Ausgangssignal des Empfängerteils wird zur Steuerung der Inhalationstherapievorrichtung verwendet.



DE 100 22 795 A 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein atemgesteuertes Inhalationstherapiegerät sowie ein Inhalationstherapiegerät mit einer Sensoreinrichtung zur Erzeugung eines für Steuerungszwecke geeigneten Signals.

[0002] Inhalationstherapiegeräte, mit denen Patienten ein medikamentenhältiges Aerosol zur Einatmung dargeboten wird, sind in unterschiedlichen Ausgestaltungen bekannt. Eine Gruppe von Aerosoltherapiegeräten umfasst einen primären Aerosolgenerator, der kontinuierlich ein Aerosol in einer Verneblerkammer erzeugt, das der Patient über ein Mundstück aus der Verneblerkammer entnimmt und einatmet. Bei dem primären Aerosolerzeuger kann es sich zum Beispiel um eine mit Druckluft betriebene Verneblerdüse oder einen piezoelektrischen Membranvernebler handeln. Aerosolerzeuger dieser Art sind bekannt und beschrieben z. B. in EP 0 170 715 A und EP 0 615 470 A. Der kontinuierlichen Aerosolerzeugung steht nicht entgegen, dass der primäre Aerosolerzeuger ein- und ausgeschaltet werden kann, um die kontinuierliche Produktion zu unterbrechen. So wird die Aerosolproduktion gestartet, indem der Verneblerdüse Druckluft zugeführt, d. h. der Kompressor des Inhalationsgeräts eingeschaltet wird oder indem die Piezoelemente des Membranverneblers angesteuert werden, wodurch dessen poröse Membran in Schwingungen versetzt wird. Bislang war der Patient für das Ein- und Ausschalten des primären Aerosolerzeugers zuständig, d. h., er musste entscheiden, wann er den Kompressor eines Düsenverneblers einschaltet, um mit der Therapiesitzung zu beginnen, und wann er ihn wieder ausschaltet, weil er die Therapiesitzung beendet hat.

[0003] Unterbricht der Patient die Therapiesitzung, sollte er die Aerosolproduktion auch unterbrechen, damit das Medikament nicht weitervernebelt und ungenutzt an die Umgebung abgegeben wird. Insbesondere wenn die Dosis des Medikaments erfasst werden soll, ist die Unterbrechung der Aerosolproduktion unverzichtbar, da ansonsten eine nicht erfassbare Medikamentmenge zwar vernebelt, aber nicht eingatmet wird.

[0004] Während der Therapiesitzung sollte der Patient einem idealen Atmungsmuster folgend ein- und ausatmen. Sowohl ein zu flaches als auch ein zu schnelles Einatmen wirken einer optimalen Deposition des in dem eingeatmeten Aerosol enthaltenen Medikaments entgegen. Um die Deposition des Medikaments in den gewünschten Abschnitten der Atemwege zu erreichen, sollte der Patient einem vorgegebenen Atmungsmuster entsprechen atmen, damit die Strömungsgeschwindigkeiten für die Deposition des Medikaments nicht ungünstig sind. Das Einhalten der Vorgaben bereitet dem Patienten oft Schwierigkeiten, so dass eine nicht unerhebliche Menge des Medikaments sich in den oberen Atemwegen niederschlägt und somit nicht zur Dosis des tatsächlich verabreichten Medikaments beiträgt. Nur wenn das Einatmen im Rahmen eines für das Therapiegerät idealen Bereichs erfolgt, wird die beabsichtigte Deposition des Medikaments zuverlässig erreicht. Erst eine zuverlässige Deposition des Medikaments erlaubt eine verlässliche Aussage über die verabreichte Dosis.

[0005] Vor diesem Hintergrund besteht das von der Erfindung zu lösende Problem darin, ein Inhalationstherapiegerät zu schaffen, dessen Handhabung für den Patienten vereinfacht ist, vorzugsweise durch eine Steuerung des primären Aerosolerzeugers und/oder durch eine Erfassung der unter vorgegebenen Atmungsbedingungen verabreichten Dosis.

[0006] Die Erfindung löst dieses Problem, in dem ein Inhalationstherapiegerät der oben beschriebenen Art mit einer Sensoreinrichtung ausgestattet wird, die ein Signal abgibt,

das für Steuerungszwecke herangezogen werden kann. Als Sensoreinrichtung ist erfahrungsgemäß eine IR-Sender/Empfänger-Einrichtung vorgesehen, die vorzugsweise als IR-Reflex-Sender/Empfänger-Einrichtung ausgebildet ist.

5 Entscheidenden Einfluss hat neben der Art der Sensoreinrichtung der Ort, an dem die Sensoreinrichtung in dem Inhalationstherapiegerät angeordnet wird. Denn nur eine Anordnung der Sensoreinrichtung derart, dass der Detektionsbereich der Sensoreinrichtung in einem Bereich liegt, in dem das Aerosol in einem beruhigten Zustand vorliegt, ist geeignet, um mit einer Sensoreinrichtung, insbesondere einer IR-Sender/Empfänger-Einrichtung ein tatsächlich für Steuerungszwecke nutzbares Ausgangssignal bereitzustellen.

[0007] Unter dem Detektionsbereich der Sensoreinrichtung ist der Bereich zu verstehen, dessen Zustand mit Hilfe der Sensoreinrichtung erfasst wird. Bei einer IR-Sender/Empfänger-Einrichtung ist dies der Bereich, in dem das IR-Licht abgestrahlt und aus dem reflektiertes IR-Licht empfangen wird. Bei einer IR-Reflex-Sender/Empfänger-Einrichtung liegt der Detektionsbereich unmittelbar vor dem Senderbzw. Empfängerteil; bei einer Sensoreinrichtung in Form einer IR-Lichtschranke wird der Detektionsbereich durchstrahlt und liegt zwischen dem Sender- und dem Empfängerteil.

[0008] Ein beruhigtes Aerosol liegt in der Regel nicht in unmittelbarer Nähe des primären Aerosolerzeugers vor. Beispielsweise kann von einem beruhigten Aerosol bei einem Inhalationstherapiegerät mit Verneblerdüse erst im Mundstück gesprochen werden, also erst nachdem das Aerosol ei-

30 nen vergleichsweise weiten Weg zurückgelegt hat, so dass die Aerosolpartikel/-tröpfchen teilweise abgetrocknet (stabilisiert) sind und ihre Bewegung verlangsamt ist (beruhigtes Aerosol). Bei einem Inhalationstherapiegerät mit Membranvernebler ist der Abstand des Bereichs beruhigten Aer-

35 osols zum Ort der primären Aerosolerzeugung deutlich geringer, da die primäre Aerosolerzeugung nicht mit Hilfe eines sehr schnell aus einer Düsenöffnung ausströmenden Druckgases erfolgt, sondern mit Hilfe einer in Schwingung versetzten Membran, die zu wesentlich niedrigeren Anfangsgeschwindigkeiten der Aerosolpartikel/-tröpfchen führt. Letztlich muss die Positionierung des erfahrungsgemäßen Sensors in Abhängigkeit vom Typ und der konkreten Auslegung des Inhalationstherapiegeräts erfolgen; jedoch ist die Anordnung in der Regel unproblematisch, da nur in Bereichen mit beruhigtem Aerosol ein nutzbares Ausgangssignal gewonnen wird. Somit können die Bereiche, in denen eine dort angeordnete Sensoreinrichtung ein nutzbares Ausgangssignal abgibt, als Bereiche beruhigten Aerosols im Sinne der Erfindung angesehen werden.

[0009] Durch die erfahrungsgemäße Sensoreinrichtung wird die Grundlage dafür geschaffen, ein Inhalationstherapiegerät mit einer automatischen Steuerung des primären Aerosolerzeugers auszustatten, die das Ein- bzw. Ausschalten des Aerosolerzeugers vornimmt, so dass es dem Patienten nur noch obliegt, das Inhalationsgerät als ganzes in Betrieb zu nehmen (Stand-By-Betrieb). Vorzugsweise erfolgt die Steuerung erfahrungsgemäß so, dass das Ein- bzw. Ausschalten des primären Aerosolerzeugers und damit das Starten und Stoppen der Aerosolproduktion in Abhängigkeit von der Atmung des Patienten während der Therapiesitzung erfolgt.

[0010] Schließlich wird bei einem Inhalationstherapiegerät mit erfahrungsgemäßer Sensoreinrichtung dem Patienten angezeigt, ob seine Atmung zu einer therapeutisch wirksamen Deposition des Medikaments in den Atemwegen führt.

[0011] Im folgenden wird die Erfindung anhand einer Ausführungsbeispiele unter Bezugnahme auf die Zeichnungen genauer erläutert. In den Zeichnungen zeigt:

[0012] Fig. 1 den Aufbau eines ersten erfundungsgemäßen Inhalationstherapiegeräts in der Ausgestaltung mit Verneblerdüse, Kompressor und einer im Mundstück angeordneten Sensoreinrichtung;

[0013] Fig. 2 einen Querschnitt des Mundstücks aus Fig. 1 im Bereich der erfundungsgemäß angeordneten Sensoreinrichtung;

[0014] Fig. 3 eine schematische Darstellung einer IR-Reflex-Sender/Empfänger-Einrichtung, die als erfundungsgemäße Sensoreinrichtung einsetzbar ist;

[0015] Fig. 4 ein Diagramm eines Ausgangssignals der erfundungsgemäßen IR-Sender/Empfänger-Einrichtung gem. Fig. 3;

[0016] Fig. 5 ein Flussdiagramm eines beispielhaften Steuerungsablaufs eines erfundungsgemäßen Inhalationstherapiegeräts;

[0017] Fig. 6 ein Flussdiagramm eines ersten Teilschritts des Steuerungsablaufs gem. Fig. 5;

[0018] Fig. 7 ein Flussdiagramm eines zweiten Teilschritts des Steuerungsablaufs gem. Fig. 5;

[0019] Fig. 8 ein Flussdiagramm eines dritten Teilschritts des Steuerungsablaufs gem. Fig. 5;

[0020] Fig. 9 ein Flussdiagramm eines vierten Teilschritts des Steuerungsablaufs gem. Fig. 5;

[0021] Fig. 10 ein Flussdiagramm eines fünften Teilschritts des Steuerungsablaufs gem. Fig. 5;

[0022] Fig. 11 ein Flussdiagramm eines sechsten Teilschritts des Steuerungsablaufs gem. Fig. 5; und

[0023] Fig. 12 den Aufbau eines zweiten erfundungsgemäßen Inhalationstherapiegeräts in der Ausgestaltung mit Membranvernebler und einer im Mundstück angeordneten Sensoreinrichtung.

[0024] Die Erfindung basiert auf der experimentell abgesicherten Erkenntnis, dass eine vergleichsweise einfache IR-Sender/Empfänger-Einrichtung, die in einen mit Aerosol gefüllten bzw. von einem Aerosol durchströmten Raum gerichtet ist, ein Empfängerausgangssignal abgibt, das zur Beurteilung bzw. Messung des Atemverhaltens des Patienten und damit zur Ermittlung der vom Patienten über das Aerosol aufgenommenen Medikamentendosis herangezogen werden kann. Die IR-Sender/Empfänger-Einrichtung kann überraschenderweise einfach aufgebaut sein, ohne dass sich dies auf die Nutzbarkeit und Verlässlichkeit der Ausgangssignale negativ auswirkt. Dabei ist aber zu beachten, dass die IR-Sender/Empfänger-Einrichtung nicht unmittelbar im Bereich der primären Aerosolproduktion angeordnet ist, sondern erfundungsgemäß in einem Abschnitt des Inhalationstherapiegeräts platziert wird, in dem ein beruhigtes Aerosol auftritt, was im Bereich des Mundstücks regelmäßig der Fall ist.

[0025] Wie im folgenden noch genauer anhand von Ausführungsbeispielen erläutert, kann das Ausgangssignal des Empfängerteils der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung einerseits zum Ein- und Ausschalten des primären Aerosolerzeugers und andererseits zur Anzeige des Atmungsverhaltens herangezogen werden.

[0026] In Fig. 1 ist ein Ausführungsbeispiel eines erfundungsgemäßen Inhalationstherapiegeräts in einer Übersichtsdarstellung gezeigt. Bei diesem Ausführungsbeispiel umfasst das Inhalationstherapiegerät einen Vernebler 1, der in seinem Inneren eine Verneblerdüse 40 beherbergt, die als primärer Aerosolerzeuger dient. Die Verneblerdüse 40 wird von einem Kompressor 2 über einen Schlauch 3 mit Druckluft versorgt, wenn der Kompressor eingeschaltet ist. Die Verneblerdüse saugt dann aus einem Vorratsbehälter 41, in dem sie angeordnet ist, die zu zerstäubende Flüssigkeit an. Der Kompressor kann über einen Kippschalter 4 manuell eingeschaltet werden. An dem Vernebler ist ein Mundstück 5 angebracht, über das der Patient das in dem Vernebler von der Verneblerdüse erzeugte Aerosol einatmet. An dem Mundstück 5 ist erfundungsgemäß eine IR-Sender/Empfänger-Einrichtung angeordnet, die einen Senderteil 7 und einen Empfängerteil 8 aufweist. Der Senderteil 7 emittiert IR-Licht in den Innenraum des Mundstücks 5 hinein. Der Empfängerteil 8 empfängt das reflektierte IR-Licht und gibt ein Ausgangssignal ab, das einer Steuereinheit 9 zugeführt wird. Die Steuereinheit 9 umfasst Anzeigeeinrichtungen 10, 11 und 12. Bei den Anzeigeeinrichtungen 10, 11 und 12 handelt es sich bei dem in Fig. 1 gezeigten Ausführungsbeispiel um Leuchtdioden (LED). Die Leuchtdiode 10 strahlt rotes Licht ab; die Leuchtdiode 11 gelbes Licht und die Leuchtdiode 12 grünes Licht.

[0027] Wenn der Kompressor 2 eingeschaltet wird und über den Schlauch 3 Druckluft an die Verneblerdüse des Verneblers 1 liefert, wird das in dem Vernebler 1 bevorrate Medikament zerstäubt. Der Vernebler 1 füllt sich mit Aerosol, bis das Aerosol den Bereich des Mundstücks 5 erreicht und aus dem Mundstück ausspritzt.

[0028] Die Steuereinheit 9 ist mit dem Kompressor 2 verbunden, um alternativ oder zusätzlich zu dem Kippschalter 4 den Kompressor ein- bzw. auszuschalten. Die Steuereinheit 9 kann in das Gehäuse des Kompressors integriert sein oder, wie in Fig. 1 gezeigt, in einem separaten Gehäuse untergebracht sein, das von der Form her an die Form des Kompressorgehäuses angepasst werden kann, um ein einheitlich handhabbares Gerät zu erhalten.

[0029] In Fig. 2 ist ein Querschnitt durch das Mundstück 5 des Ausführungsbeispiels eines erfundungsgemäßen Inhalationstherapiegeräts gezeigt. Man erkennt in Fig. 2, wie die IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 in der Wand des Mundstücks 5 angeordnet ist, so dass über die Oberfläche 13 der Senderteil 7 IR-Licht in das Innere des Mundstücks abstrahlt und der Empfängerteil 8 reflektiertes Licht empfangen kann. Damit ist der Detektionsbereich der Sensoreinrichtung so ausgerichtet, dass er in einen Bereich beruhigten Aerosols fällt. Bei dem in Fig. 1 gezeigten Vernebler sind aber auch andere Positionierungen der Sensoreinrichtung möglich, die ebenfalls das erfundungsgemäße Erfordernis erfüllen, so dass der Detektionsbereich der Sensoreinrichtung in einen Bereich beruhigten Aerosols fällt. Beispielsweise könnte die Sensoreinrichtung im (in der Fig. 1) oberen Abschnitt der Verneblerkammer angeordnet werden, d. h. vergleichsweise weit entfernt von dem (in der Fig. 1) unten angeordneten primären Aerosolerzeuger, sofern die Verneblerkammer ausreichend groß gestaltet ist, um eine Verlangsamung des Aerosols zuzulassen, bevor das Aerosol den Detektionsbereich erreicht.

[0030] Eine IR-Reflex-Sender/Empfänger-Einrichtung besitzt den Vorteil, dass keine aufwendige Ausrichtung zwischen Sender und Empfänger während der Montage erforderlich ist. Bauteile dieser Art sind vorgefertigt und definiert aufeinander ausgerichtet erhältlich, so dass ohne weitere Maßnahmen eine sehr gute Abstimmung zwischen Senderteil und Empfängerteil vorliegt.

[0031] In Fig. 3 ist ein elektrisches Schaltbild einer IR-Sender/Empfänger-Einrichtung gezeigt, die bei einem erfundungsgemäßen Inhalationstherapiegerät eingesetzt werden kann. Der Senderteil 7 besteht aus einer IR-lichtemittierenden Diode 14 und der Empfängerteil 8 aus einer Darlington-Schaltung 15. Der Senderteil 7 sendet über die lichtdurchlässige Oberfläche 13 Infrarotlicht aus, das der Empfängerteil 8 durch die lichtdurchlässige Oberfläche 13 als Reflexionslicht zum mindest teilweise empfängt.

[0032] In Fig. 4 ist das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 dargestellt, das sich während eines Atemzyklus des Patienten ergibt. Man erkennt wie im Abschnitt I das Sen-

sorsignal bei einem Grundwert C liegt, der sich einstellt und messbar ist, wenn in dem Mundstück 5 kein Aerosol vorhanden ist. Der Grundwert C wird primär hervorgerufen durch das Umgebungslicht, das in das Mundstück eindringt und auf den Empfängerteil 8 fällt, und durch die von der Innenwand des Mundstücks reflektierten Anteile des von dem Senderteil 7 abgestrahlten IR-Lichts, das auf den Empfängerteil 8 fällt.

[0033] Bei eingeschaltetem Aerosolerzeuger erreicht das Aerosol zum Zeitpunkt t1 den Messbereich der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 im Mundstück 5 des erfundsgemäßen Inhalationstherapiegeräts. Durch das Aerosol wird nun ein sehr großer Anteil des vom Senderteil 7 abgestrahlten IR-Lichts auf den Empfängerteil 8 reflektiert, so dass das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 schnell ansteigt und einen Maximalwert D erreicht. Wenn der Aerosolerzeuger eingeschaltet bleibt und der Patient das Aerosol nicht abatmet, bleibt das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 im wesentlichen bei diesem Maximalwert D. In diesem Fall kann die Steuerabfolge so gestaltet sein, dass der primäre Aerosolerzeuger abgeschaltet wird, um eine unnötige Aerosolproduktion zu verneiden. Automatisch eingeschaltet wird der primäre Aerosolerzeuger, wenn das Aerosol aus dem Detektionsbereich verschwindet oder der Patient beginnt, das Aerosol abzuatmen. In Fig. 4 ist jedoch der Fall gezeigt, bei dem der Patient unmittelbar nach Erreichen des Maximalwerts D zum Zeitpunkt t2 durch das Mundstück 5 das im Vernebler 1 erzeugte Aerosol einatmet. Die Einatemphase ist in Fig. 4 mit II gekennzeichnet und dauert bis zum Zeitpunkt t3. Das Einatmen führt zu einem schnellen Abfall des Ausgangssignals des Empfängerteils 8 bis auf einen Betriebswert, der sich bei kontinuierlicher Aerosolproduktion und therapeutisch wirksamen Atemmuster reproduzierbar einstellt. Der Einatemvorgang dauert bis zum Zeitpunkt t3, bei dem der Patient vom Einatmen zum Ausatmen übergeht. Da der Patient in das Mundstück des Inhalationstherapiegeräts hinein ausatmet, wird das Aerosol aus dem Messbereich der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 ausgeräumt, so dass das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 sehr rasch abfällt und einen sehr niedrigen Wert im Bereich des Grundwerts C einnimmt. Die Ausatemphase ist in Fig. 4 mit III gekennzeichnet. Zum Zeitpunkt t4 wechselt der Patient vom Ausatmen zum Einatmen, was sehr schnell dazu führt, dass eine ausreichend große Aerosolmenge den Messbereich der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 erreicht und das von dem Senderteil 7 emittierte IR-Licht zum Empfängerteil 8 reflektiert. Das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 steigt daraufhin unmittelbar nach dem Zeitpunkt t4 rasch an, bis das Einatmen des Patienten zum Zeitpunkt t5 wieder zu einem Abfall des Ausgangssignals des Senderteils 8 führt und der Betriebswert erreicht wird. Zum Zeitpunkt t6 wechselt der Patient erneut vom Einatmen zum Ausatmen und der zuvor beschriebene Atemzyklus, der sich auf das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 unmittelbar auswirkt, wiederholt sich, in den Abschnitten II' und III'.

[0034] Ein therapeutisch wirksamer Atmungsvorgang liegt dann vor, wenn das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 möglichst lange im Bereich zwischen einem oberen Grenzwert und einem unteren Grenzwert liegt, die beide vorzugsweise in Abhängigkeit vom Maximalwert D gerätebezogen festlegbar sind. In Fig. 4 ist der therapeutisch günstigste Bereich durch den oberen Grenzwert D - h2 und den unteren Grenzwert D - h1 begrenzt. Wie weiter unten noch im einzelnen beschrieben ist, wird dem Patienten über die grüne Leuchtdiode 12 angezeigt, wenn das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 im Bereich zwischen D - h1 und D - h2 liegt. Sollte das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 unter die untere Grenze D - h1 sinken, wird dies über die rote

Leuchtdiode 10 angezeigt, während ein Ausgangssignal des Empfängerteils 8 oberhalb der oberen Grenze D - h2 über die gelbe Leuchtdiode 11 angezeigt wird.

[0035] Zu Steuerungszwecken können weitere Grenzwerte festgelegt werden, beispielsweise ein Grenzwert D - d über den festgestellt wird, ob der Patient mit dem Einatmen begonnen hat. Ein weiterer Grenzwert C + c dient dazu festzustellen, ob eine Aerosolproduktion stattfindet. Ein weiterer Grenzwert, der vom Grundwert C aus festgelegt werden kann, bestimmt, ob der Patient, wie zu dem Zeitpunkt t3 und t6 in Fig. 4 von der Einatemphase zur Ausatemphase gewechselt hat. Schließlich bestimmt ein Grenzwert D - h4, ob ein Wechsel von der Ausatemphase zur Einatemphase stattgefunden hat. Die Nutzung dieser Grenzwerte wird im folgenden anhand eines exemplarischen Steuerungsablaufs beschrieben.

[0036] In Fig. 5 ist ein Beispiel einer erfundsgemäßen Steuerungsschrittfolge in einer Übersichtsdarstellung gezeigt. Nach dem Einschalten des Inhalationstherapiegeräts wird in einem ersten Schritt 100 ein Grundwert C ermittelt. In einem zweiten Schritt 200 wird ein Maximalwert D ermittelt. In einer Schleife werden dann die Schritte 300, 400 und 500 durchlaufen. Im Schritt 300 wird ein Anfangswert ermittelt, im Schritt 400 die Einatemphase ausgewertet und dem Patienten Hinweise über sein Atemverhalten gegeben. In Schritt 500 wird die Ausatemphase des Patienten ausgewertet. Diese fünf Schritte werden im folgenden genauer erläutert.

[0037] Wie sich aus Fig. 6 ergibt, umfasst der Schritt 100 gemäß Fig. 5 mehrere Einzelschritte, mit denen der Grundwert C ermittelt wird. Der Grundwert C stellt einen Wert dar, der einem Empfängerausgangssignal zu Beginn der Inhalationstherapiesitzung entspricht, ohne dass ein Aerosol von dem primären Aerosolerzeuger des Inhalationstherapiegeräts erzeugt wird. Im einzelnen ergibt sich folgender prinzipieller Ablauf zur Ermittlung des Grundwertes C.

[0038] In einem ersten Schritt 101 wird die rote LED 10 des Inhalationstherapiegeräts eingeschaltet. Dies signalisiert dem Patienten, dass das Inhalationstherapiegerät eingeschaltet ist und eine Initialisierung durchgeführt wird. Der Patient kann darauf hingewiesen werden, dass, solange die rote LED 10 eingeschaltet ist, der primäre Aerosolerzeuger nicht eingeschaltet werden darf, was für ein Inhalationstherapiegerät mit Verneblerdüse bedeutet, dass der Kompressor 2 ausgeschaltet bleiben muss. Sofern der primäre Aerosolerzeuger von der Steuereinheit 9 direkt ansteuerbar ist, kann in einem Schritt 102 gem. Fig. 6 vorgesehen sein, dass der primäre Aerosolerzeuger, also auch z. B. der Kompressor 2 eines Therapiegeräts nach dem Einschalten des Geräts ausgeschaltet bleibt.

[0039] Im Schritt 103 schaltet die Steuereinheit 9 den Senderteil 7 der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 aus, damit im folgenden Schritt 104 ein Messwert A am Ausgang des Empfängerteils 8 der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 gemessen werden kann, der dem Umgebungslicht entspricht. In dem darauf folgenden Schritt 105 schaltet die Steuereinheit 9 den Senderteil 7 der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 ein, um in einem darauf folgenden Schritt 106 am Ausgang des Empfängerteils 8 der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 einen Messwert B zu messen. Der Messwert B wird durch das vom Senderteil 7 abgegebene Licht hervorgerufen, dass von den Oberflächen des Inhalationstherapiegeräts insbesondere des Mundstücks 5 reflektiert wird. Im Schritt 107 wird der Grundwert C ermittelt, beispielsweise durch folgende Gleichung

$$C = B - A$$

[0040] Danach ist die Ermittlung des Grundwertes C abgeschlossen.

[0041] In einer alternativen Ausgestaltung kann auf den Schritt 107 folgend in einem Schritt 108 eine Überprüfung der Werte A, B oder C stattfinden, um festzustellen, ob es sich um plausible Werte handelt. Dies erfolgt beispielsweise durch Vergleich mit Werten, die für das Inhalationstherapiegerät als typische Werte in einem Datenspeicher der Steuereinheit 9 abgespeichert sind. Im Schritt 109 wird überprüft, ob bei dem Vergleich ein Ergebnis erzielt wurde, das auf einen Fehler hindeutet. Falls ein Fehler auftritt, wird zu einer Fehlerbehandlungsroutine E verzweigt. Falls die Überprüfung der Werte im Schritt 108 auf keinen Fehler hindeutet, wird die Ermittlung des Grundwertes C abgeschlossen.

[0042] Wie in Fig. 5 gezeigt, wird anschließend in Schritt 200 ein Maximalwert D ermittelt. Dieser Wert wird erzielt, wenn der primäre Aerosolgenerator des Inhalationstherapiegeräts ein Aerosol über einen gewissen Zeitraum erzeugt, ohne dass der Patient das Aerosol abatmet. Im einzelnen laufen dabei folgende Schritte ab, die in Fig. 7 dargestellt sind.

[0043] Im Schritt 201 wird der primäre Aerosolerzeuger eingeschaltet, z. B. indem der Kompressor 2 eines Inhalationstherapiegeräts mit Verneblerdüse eingeschaltet wird. Das Einschalten kann automatisch geschehen, wenn die Steuereinheit 9 den Aerosolerzeuger ansteuern kann, d. h. wenn die Steuereinheit 9 mit dem Kompressor 2, wie in Fig. 1 gezeigt, verbunden ist. Andernfalls muss dem Patienten ein Signal gegeben werden, das ihn veranlasst, den primären Aerosolerzeuger einzuschalten. Ein Beispiel eines solchen Signals ist ein blinkender Betrieb der gelben LED 11. Im Schritt 202 wird dann ein erster Zeitgeber T1 auf Null gesetzt und gestartet. Danach wird in Schritt 203 überprüft, ob der erste Zeitgeber T1 einen Wert von z. B. 15 s überschritten hat. Da dies zunächst nicht der Fall ist, wird der Steuerungsablauf von der Steuereinheit fortgesetzt mit Schritt 204 und der Maximalwert D gemessen. Im Schritt 205 wird der im Schritt 204 gemessene Maximalwert D überprüft, z. B. durch Vergleich mit Maximalwerten, die für das Inhalationstherapiegerät typisch sind und die in einem Datenspeicher der Steuereinheit 9 abgelegt sind. Wird bei dem Vergleich ein Fehler festgestellt, d. h. wird festgestellt, dass der gemessene Maximalwert D zu klein oder zu groß ist, verzweigt der Ablauf zurück zu der Stelle unmittelbar nach Schritt 202, so dass im Schritt 203 erneut überprüft wird, ob der erste Zeitgeber T1 bereits eine vorgegebene Zeitspanne (z. B. 15 s) läuft. Ist dies der Fall, verzweigt der Steuerungsablauf zur Fehlerroutine E, da über einen zu langen Zeitraum der gemessene Maximalwert D keinem für das Inhalationstherapiegerät typischen Wert entspricht. Sofern im Schritt 206 festgestellt wird, dass die Überprüfung des Maximalwerts D positiv verlaufen und kein Fehler aufgetreten ist, wird die Ermittlung des Maximalwerts D abgeschlossen.

[0044] Im folgenden tritt der Steuerungsablauf in eine Schleife ein, die aus den Schritten 300, 400 und 500 besteht, wie sich aus Fig. 5 ergibt. In diesen drei Schritten wird zunächst ein Anfangswert überwacht (Schritt 300), der den Beginn der Einatemphase kennzeichnet, dann die Einatemphase des Patienten detektiert (Schritt 400) und schließlich die Ausatemphase des Patienten erfassst (Schritt 500). Danach kehrt der Steuerungsablauf zurück zur Ermittlung des Anfangswertes (Schritt 300).

[0045] Wie sich aus Fig. 8 ergibt, umfasst die Ermittlung des Anfangswertes die folgenden Schritte.

[0046] Im Schritt 301 wird ein zweiter Zeitgeber T2 auf Null gesetzt und gestartet. Danach wird der Steuerungsablauf fortgesetzt mit Schritt 302, in dem überprüft wird, ob der zweite Zeitgeber T2 bereits länger als eine vorgegebene Zeitspanne (z. B. 30 s) läuft. Dies ist zunächst nicht der Fall, so dass der Steuerungsablauf fortgesetzt wird mit Schritt 303, in dem ein Anfangswert G gemessen wird. In Schritt 304 wird überprüft, ob der gemessene Wert G einen ersten Grenzwert unterschritten hat, der in Abhängigkeit von dem in Schritt 200 ermittelten Maximalwert D bestimmt wird, beispielsweise indem ein erster Offset d vom Maximalwert D subtrahiert wird.

[0047] Wird in Schritt 304 festgestellt, dass der gemessene Wert G größer ist als der erste Grenzwert D - d, verzweigt der Steuerungsablauf zurück unmittelbar hinter den Schritt 301, so dass der Steuerungsablauf fortgesetzt wird durch den Schritt 302, in dem der zweite Zeitgeber T2 überprüft wird. Wenn der zweite Zeitgeber T2 schon länger als die vorgegebene Zeitspanne läuft, wird in Schritt 302 zur Fehlerroutine E verzweigt, da angenommen werden muss, dass der Patient nicht mit der Therapiesitzung begonnen hat, also das am Mundstück dargebotene Aerosol nicht einatmet.

[0048] Wenn in Schritt 304 vor Ablauf der vorgegebenen Zeitspanne festgestellt wird, dass der gemessene Wert G unter den ersten Grenzwert D - d sinkt, wird der Steuerungsablauf fortgesetzt mit Schritt 305, in dem überprüft wird, ob der gemessene Wert G unter einem zweiten Grenzwert liegt, der aus dem Grundwert C und einem zweiten Offset c bestimmt wird, beispielsweise in dem der zweite Offset c zu dem Grundwert C addiert wird.

[0049] Sofern der gemessene Wert nicht unter dem zweiten Grenzwert C + c liegt, wird die Ermittlung des Anfangswertes abgeschlossen, und der Steuerungsablauf mit dem Schritt 400 gemäß Fig. 5 fortgesetzt, da davon ausgegangen werden kann, dass der Patient mit der Therapiesitzung begonnen hat.

[0050] Wenn aber der Anfangswert G, der in Schritt 303 gemäß Fig. 8 gemessen wurde, unter dem zweiten Grenzwert C + c liegt, muss festgestellt werden, ob ein Fehler vorliegt oder der Patient nur die Therapiesitzung dadurch beginnt, dass er in das Mundstück hinein ausatmet. Dazu wird vom Schritt 305 zum Schritt 306 verzweigt, in dem ein dritter Zeitgeber T3 auf Null gesetzt und gestartet wird. Danach wird der Steuerungsablauf fortgesetzt mit Schritt 307, in dem überprüft wird, ob der dritte Zeitgeber T3 bereits länger als eine vorgegebene Zeitspanne (z. B. 10 s) läuft. Dies ist zunächst nicht der Fall, so dass der Steuerungsablauf fortgesetzt wird mit Schritt 308, in dem der Anfangswert G erneut gemessen wird. Danach wird im Schritt 309 überprüft, ob der nun gemessene Wert G unter dem zweiten Grenzwert C + c liegt. Ist dies der Fall, kehrt der Steuerungsablauf zurück zu einer Stelle unmittelbar hinter dem Schritt 303, so dass im Schritt 307 erneut überprüft wird, ob der dritte Zeitgeber T3 bereits mehr als z. B. 10 s läuft. Wenn dies festgestellt wird, verzweigt der Steuerungsablauf zur Fehlerroutine E. Wenn aber in Schritt 309 festgestellt wird, dass der gemessene Wert G über dem zweiten Grenzwert C + c liegt, wird zu einem Punkt zurückverzweigt, der unmittelbar hinter dem Schritt 302 liegt, so dass der Steuerungsablauf fortgesetzt wird mit Schritt 303. Nach erneuter Messung des Anfangswerts G in Schritt 303 und Überprüfung des Wertes in den Schritten 304 und 305 kann der Steuerungsablauf dann mit der Ermittlung des Anfangswerts abgeschlossen werden. Damit wurde festgestellt, dass der Patient die Therapiesitzung begonnen hat und das Aerosol einatmet.

[0051] Danach wird der Steuerungsablauf fortgesetzt mit der Überwachung der Einatemphase gemäß Schritt 400 aus Fig. 5. In Fig. 9 sind die einzelnen Schritte der Einatemphase dargestellt.

[0052] Zunächst wird im Schritt 401 ein vierter Zeitgeber T4 auf Null gesetzt und gestartet. Danach wird der Steue-

rungsablauf fortgesetzt im Schritt 402, in dem überprüft wird, ob der vierte Zeitgeber T4 länger als eine vorgegebene Zeitspanne (z. B. 30 s) läuft. Dies ist zunächst nicht der Fall, so dass der Steuerungsablauf fortgesetzt wird mit Schritt 403, in dem ein Betriebswert H gemessen wird.

[0053] Im Schritt 404 wird überprüft, ob der gemessene Betriebswert H zwischen einem dritten und einem vierten Grenzwert liegt, der aus dem Maximalwert D, einem dritten Offset h1 und einem vierten Offset h2 bestimmt wird. Wenn in Schritt 404 festgestellt wird, dass der gemessene Wert H über dem dritten Grenzwert D - h1 und unter dem vierten Grenzwert D - h2 liegt, verzweigt der Steuerungsablauf zum Schritt 405, in dem die grüne LED 12 eingeschaltet wird. Dies signalisiert dem Patienten, dass er im optimalen Bereich einatmet. Im Schritt 406 wird überprüft, ob der gemessene Wert H über dem vierten Grenzwert D - h2 liegt. Ist dies der Fall, wird zum Schritt 407 verzweigt, indem die gelbe LED 11 eingeschaltet wird. Dadurch wird dem Patienten angezeigt, dass er zu flach einatmet. Im Schritt 408 wird überprüft, ob der gemessene Wert H kleiner ist als der dritte Grenzwert D - h1. Ist dies der Fall, verzweigt der Steuerungsablauf zum Schritt 409, in dem die rote LED 10 eingeschaltet wird, mit der den Patienten angezeigt wird, dass er zu schnell einatmet. Den Schritten 405, 407 und 409 ist gemeinsam, dass die jeweils anderen LED ausgeschaltet werden.

[0054] Der Steuerungsablauf wird fortgesetzt mit Schritt 410, in dem überprüft wird, ob der gemessene Wert H über einem fünften Grenzwert liegt, der sich aus dem Grundwert C und einem fünften Offset h3 ergibt. Der fünfte Grenzwert C + h3 ist so bestimmt, dass festgestellt werden kann, dass der Patient von der Einatemphase in die Ausatemphase übergewechselt hat. Bei diesem Übergang geht der Messwert regelmäßig erheblich und schnell zurück, so dass ein Unterschreiten des fünften Grenzwertes C + h3 durch den gemessenen Betriebswert H zum Abschluss der Einatemphase führt. Sofern aber in Schritt 410 festgestellt wird, dass der gemessene Wert H über dem fünften Grenzwert C + h3 liegt, verzweigt der Steuerungsablauf zu einer Stelle unmittelbar hinter Schritt 401, so dass in Schritt 402 erneut überprüft wird, ob der vierte Zeitgeber T4 länger als z. B. 30 s läuft. Da eine Einatemphase von mehr als z. B. 30 s unrealistisch ist, verzweigt der Steuerungsablauf in Schritt 402 zur Fehlerroutine E, wenn der vierte Zeitgeber T4 die vorgegebene Zeitspanne überschritten hat.

[0055] Sofern kein Fehler in der Einatemphase aufgetreten ist, geht der Steuerungsablauf von Schritt 400 gemäß Fig. 5 zum Schritt 500 über. Der Schritt 500 betrifft die Ausatemphase, die in Fig. 10 im einzelnen wiedergegeben ist.

[0056] Im Schritt 501 wird ein fünfter Zeitgeber T5 auf Null gesetzt und gestartet. Im Schritt 502 wird überprüft, ob der fünfte Zeitgeber T5 länger als eine vorgegebene Zeitspanne (z. B. 10 s) läuft. Dies ist zunächst nicht der Fall, so dass im Schritt 503 ein Betriebswert H gemessen wird. Im Schritt 504 wird überprüft, ob der gemessene Wert H unter einem sechsten Grenzwert liegt, der aus dem Maximalwert D und einem sechsten Offset h4 bestimmt wird. Liegt der Messwert H unter dem sechsten Grenzwert D - h4, verzweigt der Steuerungsablauf zurück unmittelbar hinter den Schritt 501, so dass in Schritt 502 erneut überprüft wird, ob der fünfte Zeitgeber T5 schon länger als z. B. 10 s läuft. Ist dies der Fall, verzweigt der Steuerungsablauf zur Fehlerroutine E, da eine derart lange Ausatemphase unrealistisch ist und eine Fehlersituation angenommen werden muss.

[0057] Ansonsten erreicht der Betriebswert H innerhalb der vorgegebenen Zeitspanne des Zeitgebers T5 wieder einen Wert, der über dem sechsten Grenzwert D - h4 liegt, wobei der Patient wieder vom Ausatmen zum Einatmen wechselt.

Durch den Wechsel zum Einatmen wird sehr schnell eine große Aerosolmenge zum Messbereich der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung geführt, die zu einem Anstieg des Messwertes H führt. Aus diesem Grund wird im Schritt 504 dann festgestellt, dass der Messwert H über dem sechsten Grenzwert D - h4 liegt, woraufhin die Ausatemphase abgeschlossen wird.

[0058] Wie aus Fig. 5 ersichtlich, schließt sich an die Ausatemphase die Anfangswertermittlung gemäß Schritt 300 an, wodurch der Anfang eines neuen Atemzyklus beginnend mit dem Einatmen, festgestellt wird. Die Schleife aus den Schritten 300, 400 und 500 wird solange durchlaufen, bis der Steuerungsablauf in einem der Schritte 302, 307, 402 oder 502 zur Fehlerroutine E verzweigt, oder der Patient die Therapiesitzung beendet und das Gerät abschaltet.

[0059] In der Fehlerroutine E, die in Fig. 11 gezeigt ist, werden in einem ersten Schritt 601 die rote, die gelbe und die grüne LED 10, 11 und 12 blinkend eingeschaltet. Dadurch wird dem Patienten signalisiert, dass eine Fehlersituation vorliegt und er die Therapiesitzung abbrechen muss. Der Patient ist darauf hingewiesen worden, dass in diesem Fall der primäre Aerosolzeuger abgeschaltet werden sollte; z. B. indem der Kompressor 2 eines Inhalationstherapiegeräts mit Verneblerdüse abgeschaltet wird. In einer automatisierten Variante des Inhalationstherapiegeräts kann die Steuereinheit 9 den primären Aerosolzeuger ausschalten, indem beispielsweise der Kompressor 2 des Inhalationstherapiegeräts mit Verneblerdüse abgeschaltet wird, wie in Schritt 602 der Fehlerroutine gemäß Fig. 11 angegeben ist.

[0060] Zu dem geschilderten Steuerungsablauf in einem erfindungsgemäßen Inhalationstherapiegerät ist anzumerken, dass es sich bei dem in den Fig. 5 bis 11 gezeigten Abläufen um Beispiele handelt, die modifiziert werden können. So können unterschiedliche oder von den erwähnten Werten abweichende Zeitspannen für die Zeitgeber T1 bis T5 vorgesehen werden, die in den Schritten 203, 302, 307, 402 und 502 abgefragt werden. Für jeden dieser Schritte kann eine eigene Fehlerroutine E1 bis E5 vorgesehen sein oder es können einige dieser Schritte gemeinsam zu einer Fehlerroutine E' und andere zu einer anderen Fehlerroutine E'' verzweigen. Auch die Ermittlung der sechs Grenzwerte kann auf andere Weise erfolgen, beispielsweise auch indem der vierte Grenzwert D - h1 und der fünfte Grenzwert C + h3 gleichgesetzt werden. Die Grenzwerte können auch in Abhängigkeit vom Bezugswert bestimmt werden, z. B. D - 0,1D oder c + 0,05C.

[0061] In Fig. 12 ist ein weiteres Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Inhalationstherapiegeräts mit Sensorseinrichtung gezeigt. Bei diesem Ausführungsbeispiel handelt es sich um ein Inhalationstherapiegerät mit einem Membranvernebler.

[0062] Wie bei dem ersten Ausführungsbeispiel besitzt das Inhalationstherapiegerät eine Verneblerkammer 1, die mit einem Mundstück 5 verbunden ist, um den Patienten das Einatmen eines in die Verneblerkammer 1 hinein erzeugten Aerosols zu ermöglichen.

[0063] Das Aerosol wird erzeugt von einem primären Aerosolzeuger, der bei diesem Ausführungsbeispiel ein Membranvernebler 52 ist. Der Membranvernebler 52 weist eine Membran 53 auf, die an einem Piezoelement 54 in Ringform angebracht ist. Durch die Öffnung des Piezoelementringes 54 steht die zu vernebelnde Flüssigkeit 55 an der Membran 53 an und wird durch die Öffnungen der Membran 53 hindurch vernebelt, wodurch das Piezoelement 54 die Membran 53 in Schwingungen versetzt. Dazu wird das Piezoelement 54 angesteuert mit Hilfe einer Erregereinrichtung 56.

[0064] Wie beim ersten Ausführungsbeispiel ist erfundungsgemäß im Mundstück 5 eine Sensoreinrichtung 6 angeordnet, die aus einem Senderteil 7 und einem Empfängerteil 8 besteht. Die IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 steht mit einer Steuereinheit 9 in Verbindung, die den Senderteil 7 ansteuert und das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 empfängt und auswertet. Auf der Basis des Ausgangssignals des Empfängerteils 8 steuert die Steuereinheit 9 die Erregereinrichtung 56 an, so dass in Abhängigkeit von dem Ausgangssignal des Empfängerteils 8 die Aerosolproduktion gestartet bzw. gestoppt wird.

[0065] Aufgrund der Eigenschaften des Membranverneblers 52 besitzen die Aerosolpartikel und -tröpfchen unmittelbar nach ihrer Erzeugung eine geringere Anfangsgeschwindigkeit und eine geringere Tröpfchengröße als dies mit anderen Verneблern, beispielsweise einer mit Druckluft betriebenen Verneblerdüse gemäß Fig. 1 erzielt wird. Aus diesem Grund ist der Bereich, in dem ein primär erzeugtes Aerosol vorliegt, vergleichsweise klein, so dass auch die Verneblerkammer sehr rasch in das Mundstück 5 übergeht. Im Bereich des Mundstücks 5 und damit im Detektionsbereich der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 liegt ein beruhigtes Aerosol vor, so dass das Ausgangssignal des Empfängerteils 8 der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung 6 erfundungsgemäß ausgewertet werden kann.

[0066] Auch bei dem zweiten Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 12 umfasst die Steuereinheit 9 Anzeigeelemente 10, 11 und 12. Bezuglich der Aufgabe und Funktion dieser Anzeigeelemente wird auf die Beschreibung des ersten Ausführungsbeispiels verwiesen. Ebenso kann die oben geschilderte Abfolge von Steuerungsschritten grundsätzlich auch bei dem zweiten Ausführungsbeispiel eingesetzt werden.

Patentansprüche.

1. Inhalationstherapiegerät mit einem Verneblerraum (1), in den hinein ein Aerosolerzeuger (40, 52) ein Aerosol erzeugt, mit einem Mundstück (5), das mit dem Verneblerraum (1) in Verbindung steht und durch das ein Patient das in dem Verneblerraum erzeugte Aerosol einatmet, mit einer Sensoreinrichtung (6, 7, 8), die an dem Mundstück (5) angebracht ist und die aus einer IR-Sender/Empfängereinrichtung (7, 8) besteht, von denen der Senderteil (7) IR-Licht in das Mundstück (5) hinein abstrahlt, von denen der Empfängerteil (8) einen Teil des von dem Senderteil (7) abgegebenen IR-Lichts empfängt und von denen der Empfängerteil (8) ein dem empfangenen Teil des IR-Lichts entsprechendes Ausgangssignal abgibt einer Steuereinheit (9), der das Ausgangssignal des Empfängerteils (8) zugeführt wird, die das zugeführte Ausgangssignal des Empfängerteils (8) auswertet und die Signale zur Steuerung des Inhalationstherapiegeräts abgibt.

2. Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Aerosolerzeuger eine Verneblerdüse (40) ist, der von einem Kompressor (2) Druckluft zugeführt wird und dass die Steuereinheit (9) mit dem Kompressor derart verbunden ist, dass eines der Signale der Steuereinheit (9) den Kompressor (2) ein- bzw. ausschaltet.

3. Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Aerosolerzeuger ein Membranvernebler (52) mit einer Membran (53) und einem Piezoelement (54) ist und dass die Steuereinheit (9) mit dem Piezoelement derart verbunden ist, dass eines der Signale der Steuereinheit (9) das Piezoelement (54) in

Schwingungen versetzt.

4. Inhalationstherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoreinrichtung (6) eine IR-Reflex-Sender/Empfänger-Einrichtung ist, so dass das von dem Empfängerteil (8) empfangene IR-Licht reflektiertes IR-Licht ist.

5. Inhalationstherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (9) Anzeigeelemente (10, 11, 12) aufweist, die von jeweils einem Steuersignal der Steuereinheit (9) angesteuert werden.

6. Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzeigeelemente (10, 11, 12) der Steuereinheit (9) Leuchtdioden sind.

7. Inhalationstherapiegerät nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit in das Inhalationstherapiegerät integriert ist.

8. Verfahren zur Steuerung eines Inhalationstherapiegeräts mit den folgenden Schritten:

- Erzeugen eines optischen Signals und Abstrahlen des optischen Signals in einen Bereich beruhigten Aerosols in dem Inhalationstherapiegerät;
- Empfangen eines Teils des optischen Signals;
- Auswerten des empfangenen Teils des optischen Signals;
- Erzeugen eines Steuersignals auf der Basis der Auswertung des empfangenen Teils des optischen Signals zur Steuerung des Inhalationstherapiegeräts.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das optische Signal IR-Licht ist, das von einem Senderteil (7) einer IR-Sender/Empfänger-Einrichtung (6) abgestrahlt wird und das zumindest teilweise von einem Empfängerteil (8) der IR-Sender/Empfänger-Einrichtung (6) empfangen wird, die ein dem empfangenen Teil des IR-Lichtes entsprechendes Ausgangssignal abgibt.

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass ein Steuersignal zum Starten bzw. Stoppen der Aerosolproduktion erzeugt wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass zum Starten und Stoppen der Aerosolproduktion ein Kompressor (2) ein- bzw. ausgeschaltet wird, der zur Zuführung von Druckluft einer Verneblerdüse (41) in dem Inhalationstherapiegerät vorgesehen ist.

12. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass zum Starten und Stoppen der Aerosolproduktion eine Erregereinrichtung (56) angesteuert wird, die eine Membran (56) mit Hilfe eines Piezoelements (54) eines Membranverneblers (52) in Schwingungen versetzt.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Ausgangssignal der IR-Sender/Empfängereinrichtung (6) ausgewertet wird, indem in einem ersten Steuerungsschritt (100) ein Grundwert C ermittelt wird und in einem zweiten Steuerungsschritt (200) ein Maximalwert D, und dass in einer Schleife in einem dritten Schritt (300) ein Anfangswert ermittelt, in einem vierten Steuerungsschritt eine Einatemphase und in einem fünften Steuerungsschritt (500) eine Ausatemphase ausgewertet wird.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass der erste Steuerungsschritt (100) die folgenden Teilschritte umfasst:

- a) Stoppen der Aerosolproduktion (102);
- b) Unterbrechen des Erzeugens des optischen Si-

DE 100 22 795 A 1

13

- gnals (103);
- c) Messung eines ersten Messwertes A, der dem empfangenen Teil des optischen Signals entspricht (104);
- d) Erzeugen des optischen Signals (105);
- e) Messung eines zweiten Messwertes B, der dem empfangenen Teil des optischen Signals entspricht (106);
- f) Bestimmen eines Grundwertes C auf der Basis der Messwerte A und B, vorzugsweise $C = B - A$; 10
- g) Beenden des ersten Steuerungsschrittes (100).

15. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass einer der Messwerte A oder B oder der Grundwert C mit vorgegebenen Werten verglichen wird und, wenn der Vergleich negativ ausfällt, eine Fehlerbehandlung (E) ausgeführt wird.

16. Verfahren nach Anspruch 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der zweite Steuerungsschritt (200) die folgenden Teilschritte umfasst (Fig. 7):

- a) Starten der Aerosolproduktion (201); 20
- b) Rücksetzen und Starten eines ersten Zeitgebers (T1) (202);
- c) Prüfen des ersten Zeitgebers (T1) (203);

Wenn der erste Zeitgeber (T1) eine vorgegebene Zeitspanne überschritten hat: 25

- d) Ausführen einer Fehlerbehandlung (E);

Ansonsten:

- e) Messen eines Maximalwertes D (204);
- f) Vergleichen des Maximalwertes D mit vorgegebenen Werten; 30

Wenn der Vergleich negativ ausfällt:

- g) Fortsetzen des zweiten Steuerungsschrittes (200) mit Teilschritt c);

Ansonsten:

- h) Beenden des zweiten Steuerungsschrittes (200). 35

17. Verfahren nach Anspruch 13 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass der dritte Steuerungsschritt (300) die folgenden Teilschritte umfasst (Fig. 8)

- a) Rücksetzen und Starten eines zweiten Zeitgebers (T2) (301); 40
- b) Prüfen des zweiten Zeitgebers (T2) (302);

Wenn der zweite Zeitgeber (T2) eine vorgegebene Zeitspanne überschritten hat:

- c) Ausführen einer Fehlerbehandlung (E); 45

Ansonsten:

- d) Messen eines Anfangswertes G (303);
- e) Vergleichen des Anfangswertes G mit einem von dem Maximalwert D abgeleiteten Wert, vorzugsweise $G > D - d$ mit $d = 0,01D$ bis $0,25D$ 50 (304);

Wenn der Vergleich e) positiv ausfällt:

- f) Fortsetzen des dritten Steuerungsschrittes (300) mit Teilschritt b);

Ansonsten:

- g) Vergleichen des Anfangswertes G mit einem von dem Grundwert C abgeleiteten Wert, vorzugsweise $G < C + c$ mit $c = 0,01C$ bis $0,25C$ 55 (305);

Wenn der Vergleich g) positiv ausfällt:

- h) Rücksetzen und Starten eines dritten Zeitgebers (T3) (306);
- i) Prüfen des dritten Zeitgebers (T3) (307);

Wenn der dritte Zeitgeber (T3) eine vorgegebene Zeitspanne überschritten hat: 60

- j) Ausführen einer Fehlerbehandlung (E);

Ansonsten:

- k) Messen eines Anfangswertes G (308);

14

- i) Vergleichen des Anfangswertes G mit einem von dem Grundwert C abgeleiteten Wert, vorzugsweise $G < C - c$ mit $c = 0,01C$ bis $0,25C$ (309);

Wenn der Vergleich i) positiv ausfällt:

- m) Fortsetzen des dritten Steuerungsschrittes (300) mit Teilschritt i);

Ansonsten:

- n) Fortsetzen des dritten Steuerungsschrittes (300) mit Teilschritt k).

18. Verfahren nach Anspruch 13 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass der vierte Steuerungsschritt (400) die folgenden Teilschritte umfasst (Fig. 9):

- a) Rücksetzen und Starten eines vierten Zeitgebers (T4) (401);
- b) Prüfen des vierten Zeitgebers (T4) (402);

Wenn der vierte Zeitgeber (T4) eine vorgegebene Zeitspanne überschritten hat:

- c) Ausführen einer Fehlerbehandlung (E);

Ansonsten:

- d) Messen eines Betriebswertes H (403);
- e) Vergleichen des Betriebswertes H mit einem von dem Maximalwert D abgeleiteten Wertebereich, vorzugsweise $D - h1 < H < D - h2$ mit vorzugsweise $h1 = 0,5D$ bis $0,75D$ und $h2 = 0,05D$ bis $0,25D$ (404);

Wenn der Vergleich e) positiv ausfällt:

- f) Aktivieren einer ersten Anzeigeeinrichtung (12) (405);

Ansonsten:

- g) Vergleichen des Betriebswertes H mit einem von dem Maximalwert D abgeleiteten Wert, vorzugsweise $H >= D - h2$ mit vorzugsweise $h2 = 0,05D$ bis $0,25D$ (406);

Wenn der Vergleich g) positiv ausfällt:

- h) Aktivieren einer zweiten Anzeigeeinrichtung (11) (407);

Ansonsten:

- i) Vergleichen des Betriebswertes H mit einem von dem Maximalwert D abgeleiteten Wert, vorzugsweise $H <= D - h1$ mit vorzugsweise $h1 = 0,5D$ bis $0,75D$ (408);

Wenn der Vergleich i) positiv ausfällt:

- j) Aktivieren einer dritten Anzeigeeinrichtung (10) (409);

Ansonsten:

- k) Vergleichen des Betriebswertes H mit einem von dem Grundwert C abgeleiteten Wert, vorzugsweise $H > C + h3$ mit vorzugsweise $h3 = 0,05D$ bis $0,25D$ (410);

Wenn der Vergleich k) positiv ausfällt:

- l) Fortsetzen des dritten Steuerungsschrittes (400) mit Teilschritt b);

Ansonsten:

- m) Beenden des vierten Steuerungsschrittes (400).

19. Verfahren nach Anspruch 13 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass der fünfte Steuerungsschritt (500) die folgenden Teilschritte umfasst (Fig. 10):

- a) Rücksetzen und Starten eines fünften Zeitgebers (T5) (501);
- b) Prüfen des fünften Zeitgebers (T5) (502);

Wenn der fünfte Zeitgeber (T5) eine vorgegebene Zeitspanne überschritten hat:

- c) Ausführen einer Fehlerbehandlung (E);

Ansonsten:

- d) Messen eines Betriebswertes H (503);
- e) Vergleichen des Betriebswertes H mit einem

von dem Maximalwert D abgeleiteten Wert, vorzugsweise H < D - h4 mit d = 0,01D bis 0,25D (304);

Wenn der Vergleich e) positiv ausfällt:

- f) Fortsetzen des fünften Steuerungsschrittes (500) mit Teilschritt b);

Ansonsten:

- g) Beenden des fünften Steuerungsschrittes (500).

20. Atmungsgesteuertes Inhalationstherapiegerät mit einem Verneblerraum (1), in den hinein ein Aerosolerzeuger (40, 52) ein Aerosol erzeugt, mit einem Mundstück (5), das mit dem Verneblerraum (1) in Verbindung steht und durch das ein Patient das in dem Verneblerraum erzeugte Aerosol einatmet, mit einer Sensoreinrichtung (6, 7, 8), die an dem Mundstück (5) angebracht ist und die aus einer IR-Sender/Empfängereinrichtung (7, 8) besteht, von denen der Senderteil (7) IR-Licht in das Mundstück (5) hinein abstrahlt, von denen der Empfängerteil (8) einen Teil des von dem Senderteil (7) abgegebenen IR-Lichts empfängt und von denen der Empfängerteil (8) ein dem empfangenen Teil des IR-Lichts entsprechendes Ausgangssignal abgibt, und einer Steuereinheit (9), der das Ausgangssignal des Empfängerteils (8) zugeführt wird, die das zugeführte Ausgangssignal des Empfängerteils (8) auswertet und die das Inhalationstherapiegerät auf der Basis des Ausgangssignals in Abhängigkeit von der Atmung eines Benutzers steuert.

21. Atmungsgesteuertes Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (9) die Aerosolproduktion in Abhängigkeit von der Atmung eines Benutzer startet bzw. stoppt.

22. Atmungsgesteuertes Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 20 oder 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (9) zumindest eine Anzeigeeinrichtung (10, 11, 12) in Abhängigkeit von der Atmung eines Benutzer ansteuert, um dem Benutzer eine Information über sein Atemmuster bereit zu stellen.

23. Inhalationstherapiegerät mit einem Verneblerraum (1), in den hinein ein Aerosolerzeuger (40, 52) ein Aerosol erzeugt, einer Sensoreinrichtung (6), die an dem Inhalationstherapiegerät derart angebracht ist, dass ein Detektionsbereich der Sensoreinrichtung (6) in einem Bereich beruhigten Aerosols in dem Inhalationstherapiegerät liegt, und die aus einem Senderteil (7) und einem Empfängerteil (8) besteht, von denen der Senderteil (7) ein Signal in den Bereich beruhigten Aerosols hinein abgibt, von denen der Empfängerteil (8) einen Teil des von dem Senderteil (7) abgegebenen Signals empfängt, von denen der Empfängerteil (8) ein dem empfangenen Teil des Signals entsprechendes Ausgangssignal abgibt und einer Steuereinheit (9) der das Ausgangssignal des Empfängerteils (8) zugeführt wird, die das zugeführte Ausgangssignal des Empfängerteils (8) auswertet und die Signale zur Steuerung des Inhalationstherapiegeräts abgibt.

24. Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass der Bereich beruhigten Aerosols in einer Mischkammer liegt.

25. Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass der Bereich beruhigten Aerosols in dem Verneblerraum (1) liegt.

26. Inhalationstherapiegerät nach einem der Ansprü-

che 22 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass der Aerosolerzeuger eine Verneblerdüse (40) ist, der von einem Kompressor (2) Druckluft zugeführt wird und dass die Steuereinheit (9) mit dem Kompressor derart verbunden ist, dass eines der Signale der Steuereinheit (9) den Kompressor (2) ein- bzw. ausschaltet.

27. Inhalationstherapiegerät nach einem der Ansprüche 22 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass der Aerosolerzeuger ein Membranvernebler (52) mit einer Membran (53) und einem Piezoelement (54) ist und dass die Steuereinheit (9) mit dem Piezoelement derart verbunden ist, dass eines der Signale der Steuereinheit (9) das Piezoelement (54) in Schwingungen versetzt.

28. Inhalationstherapiegerät nach einem der Ansprüche 22 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoreinrichtung (6) eine IR-Reflex-Sender/Empfänger-Einrichtung ist, so dass das von dem Empfängerteil (8) empfangene IR-Licht reflektiertes IR-Licht ist.

29. Inhalationstherapiegerät nach einem der Ansprüche 22 bis 28, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (9) Anzeigeelemente (10, 11, 12) aufweist, die von jeweils einem Steuersignal der Steuereinheit (9) angesteuert werden.

30. Inhalationstherapiegerät nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzeigeelemente (10, 11, 12) der Steuereinheit (9) Leuchtdiode sind.

31. Inhalationstherapiegerät nach einem der Ansprüche 22 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit in das Inhalationstherapiegerät integriert ist.

Hierzu 11 Seite(n) Zeichnungen

FIG. I

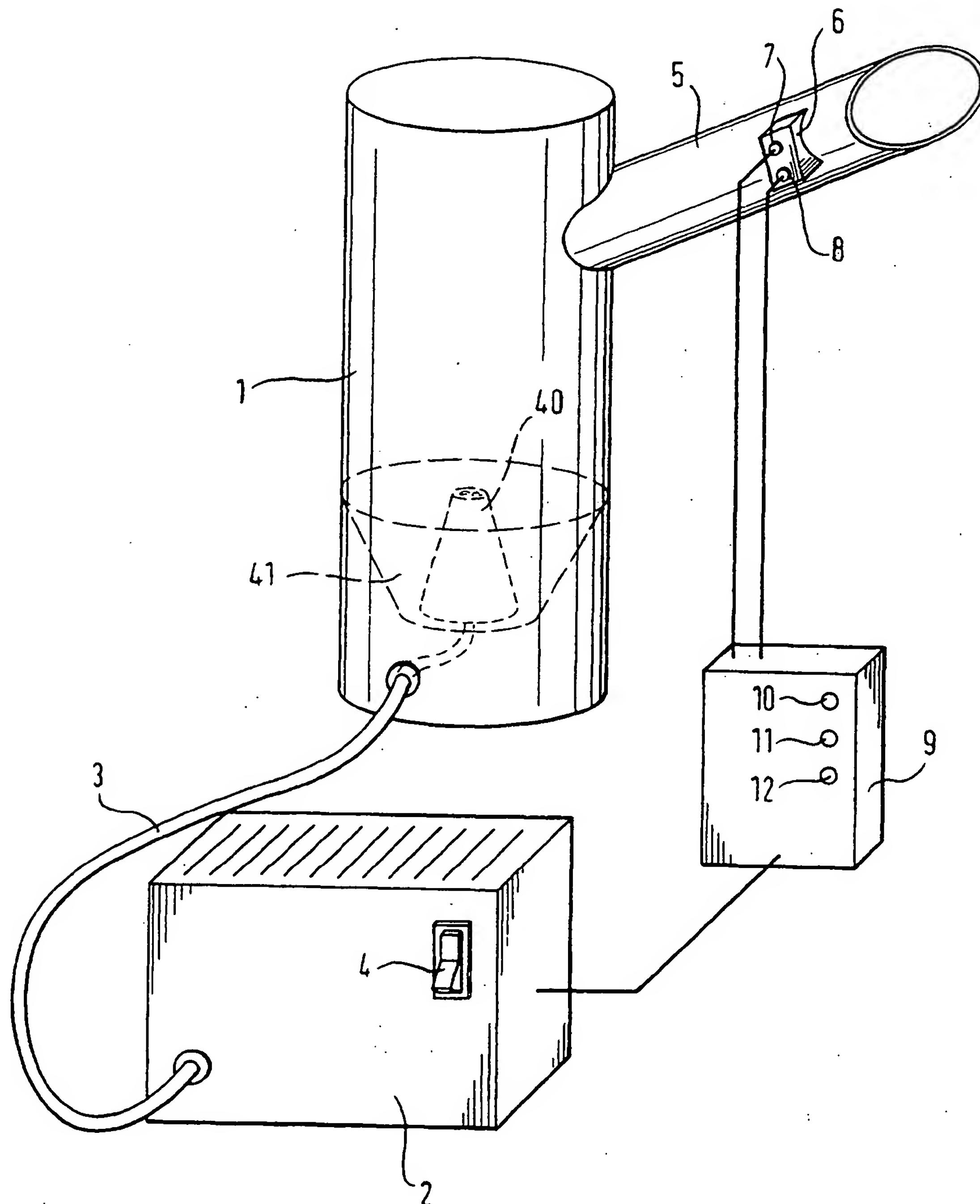


FIG.2

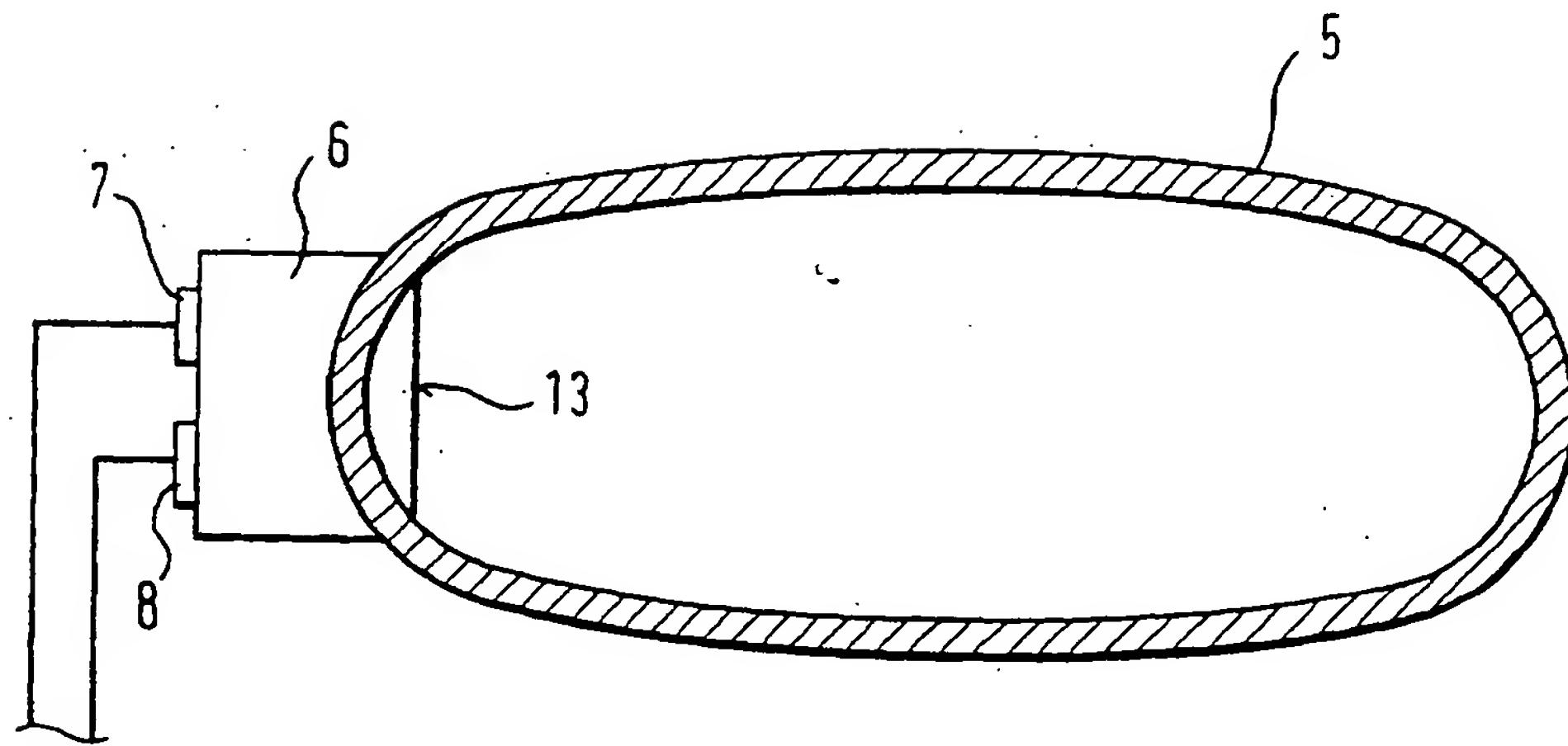


FIG.3

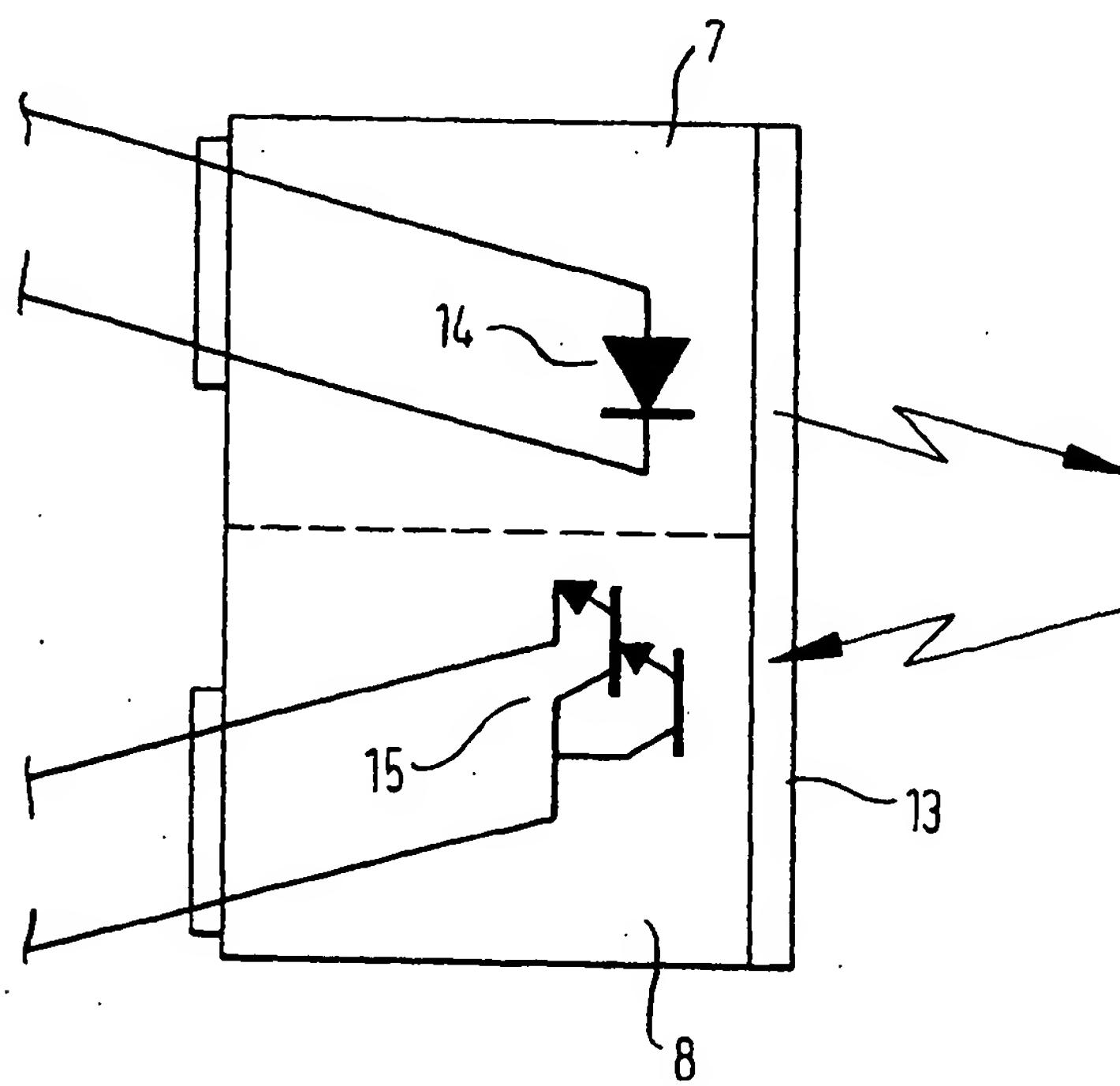


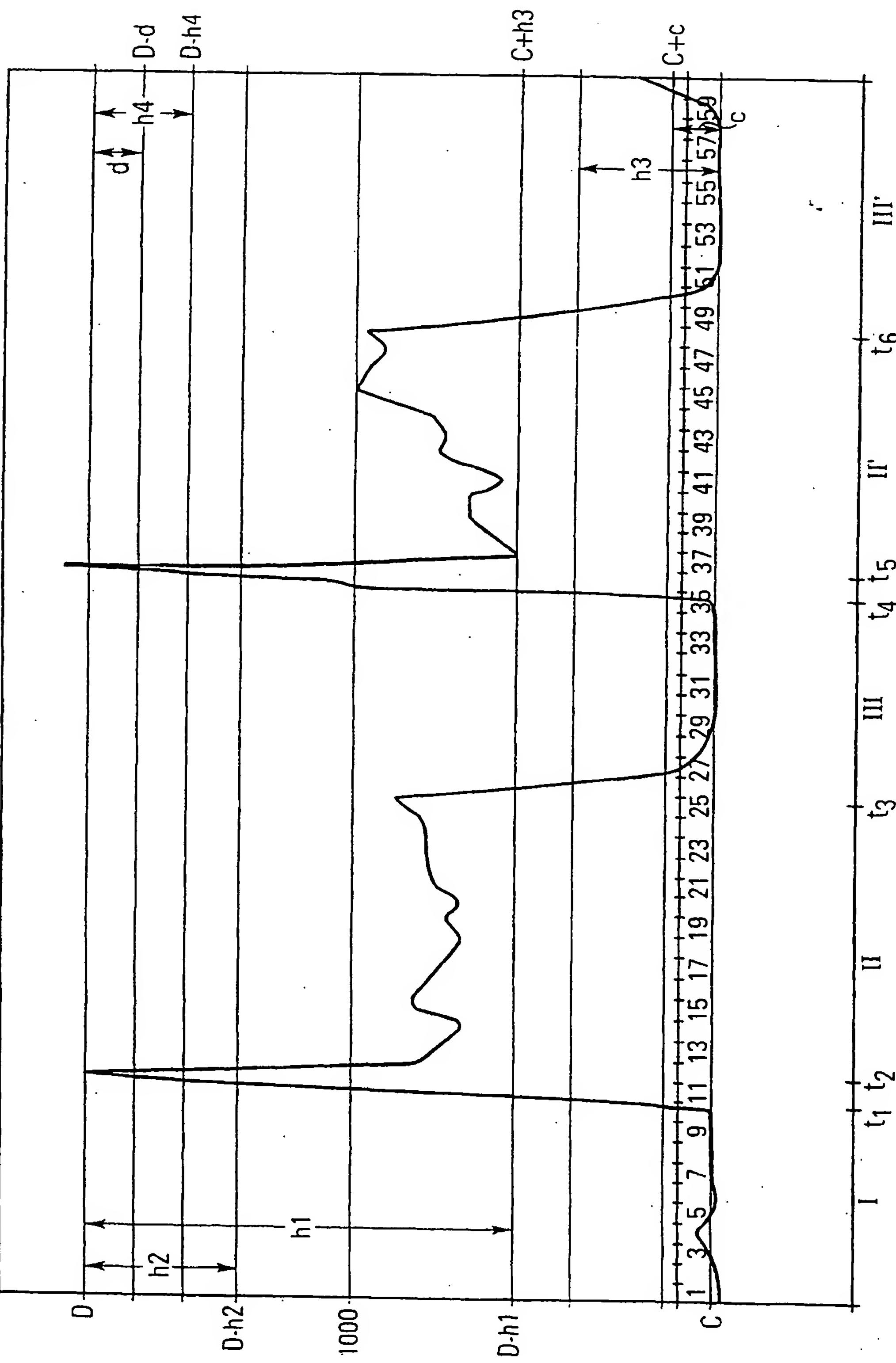
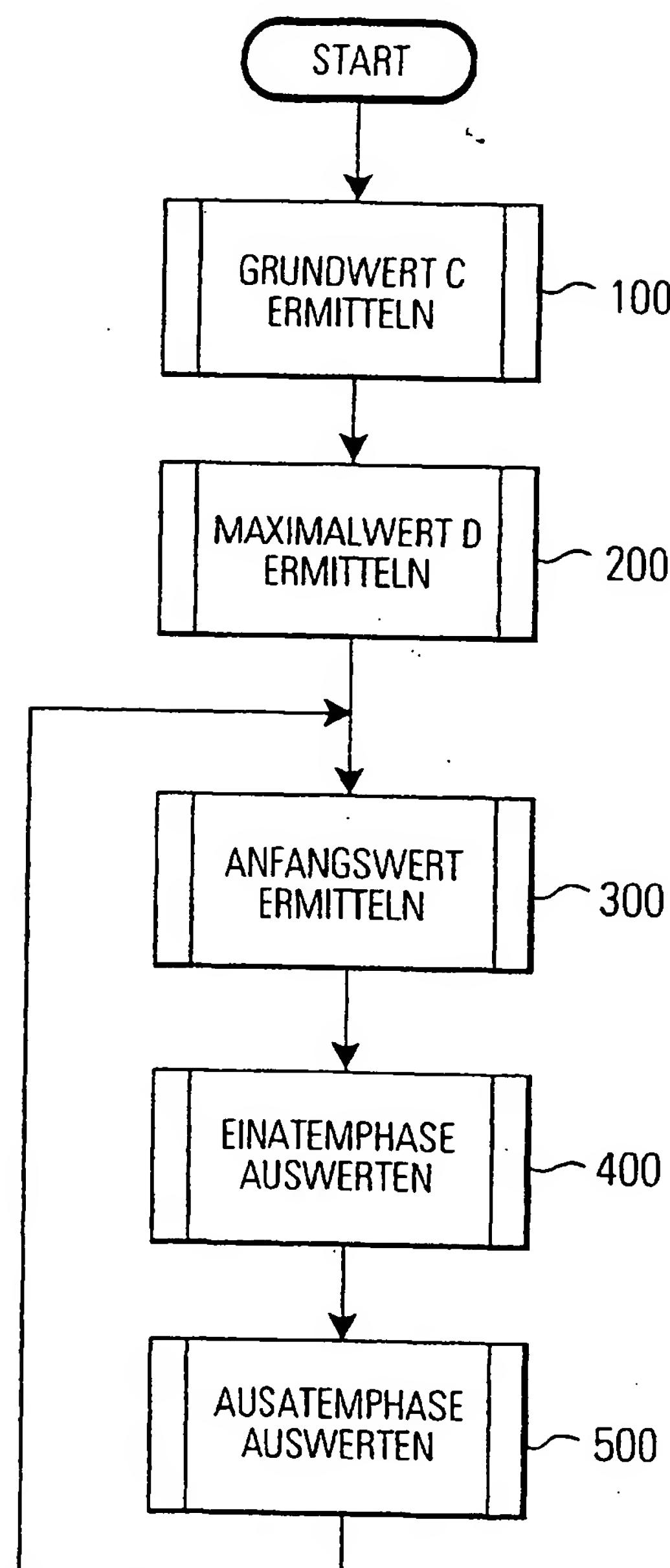
FIG. 4

FIG.5

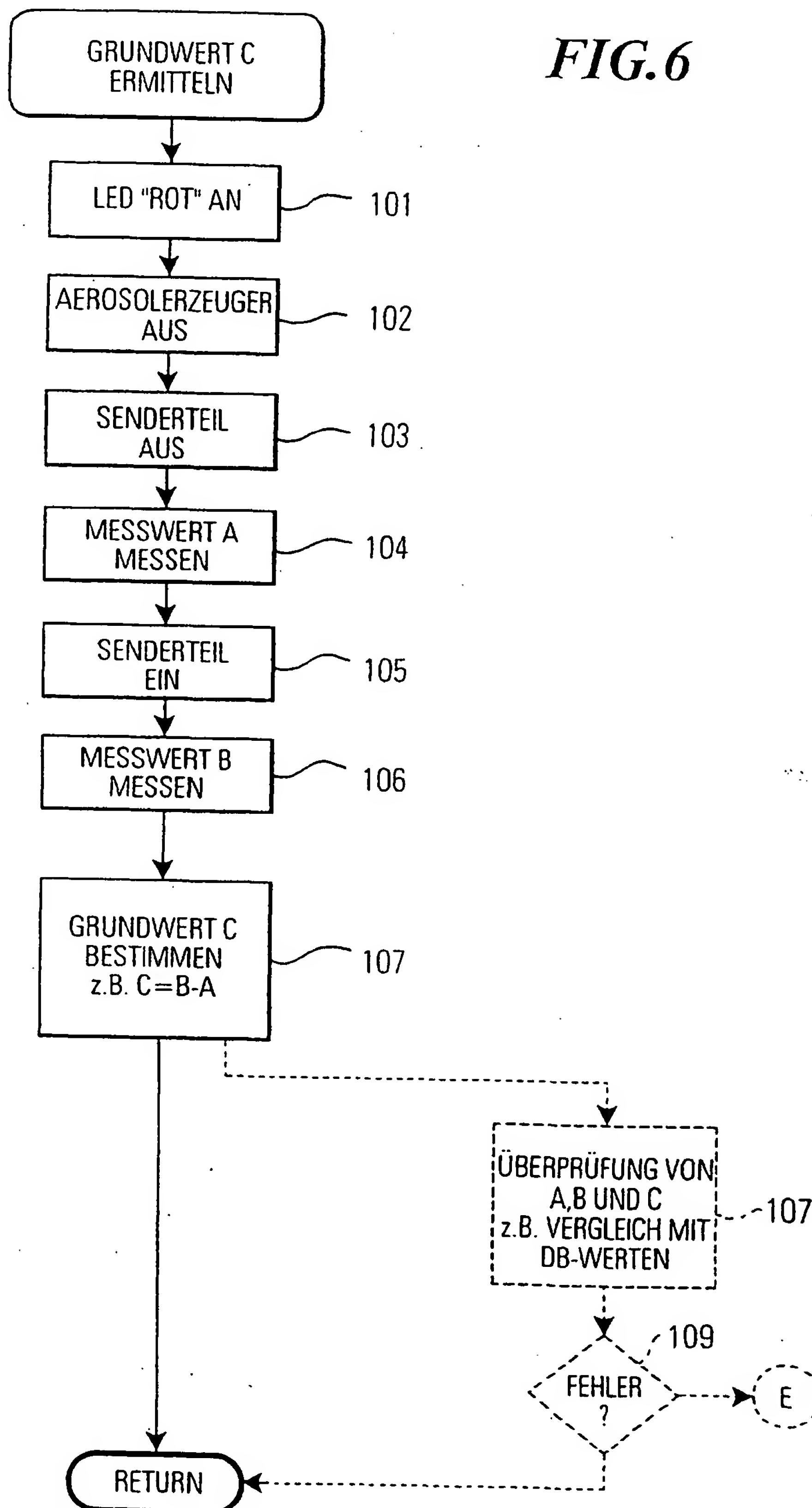


FIG. 7

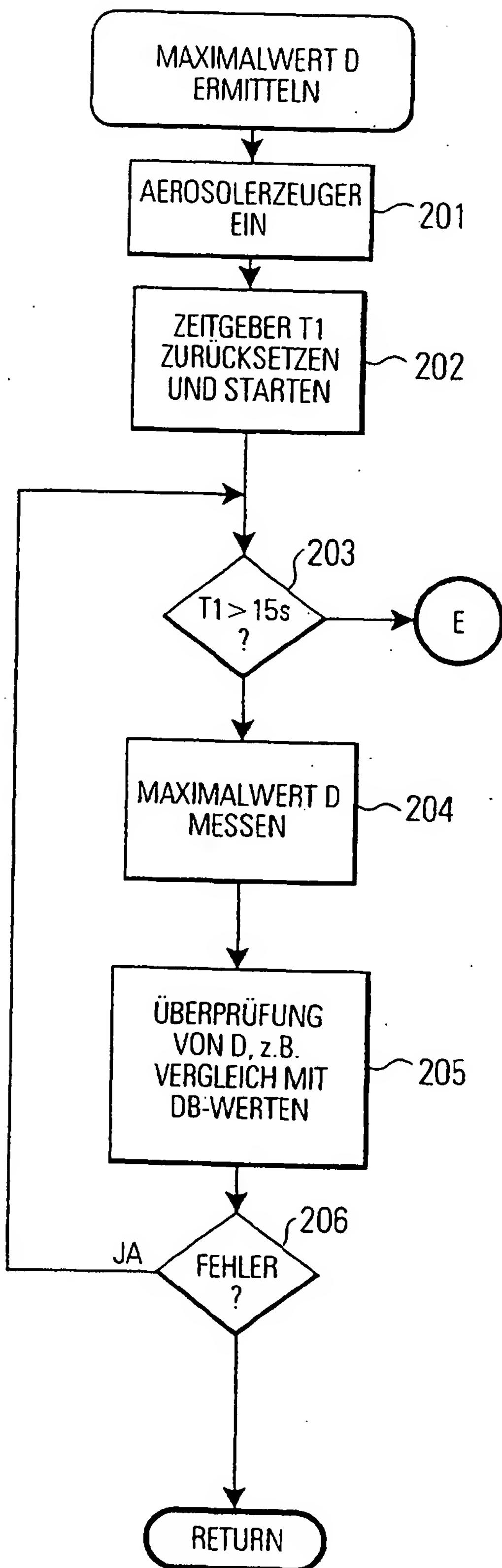
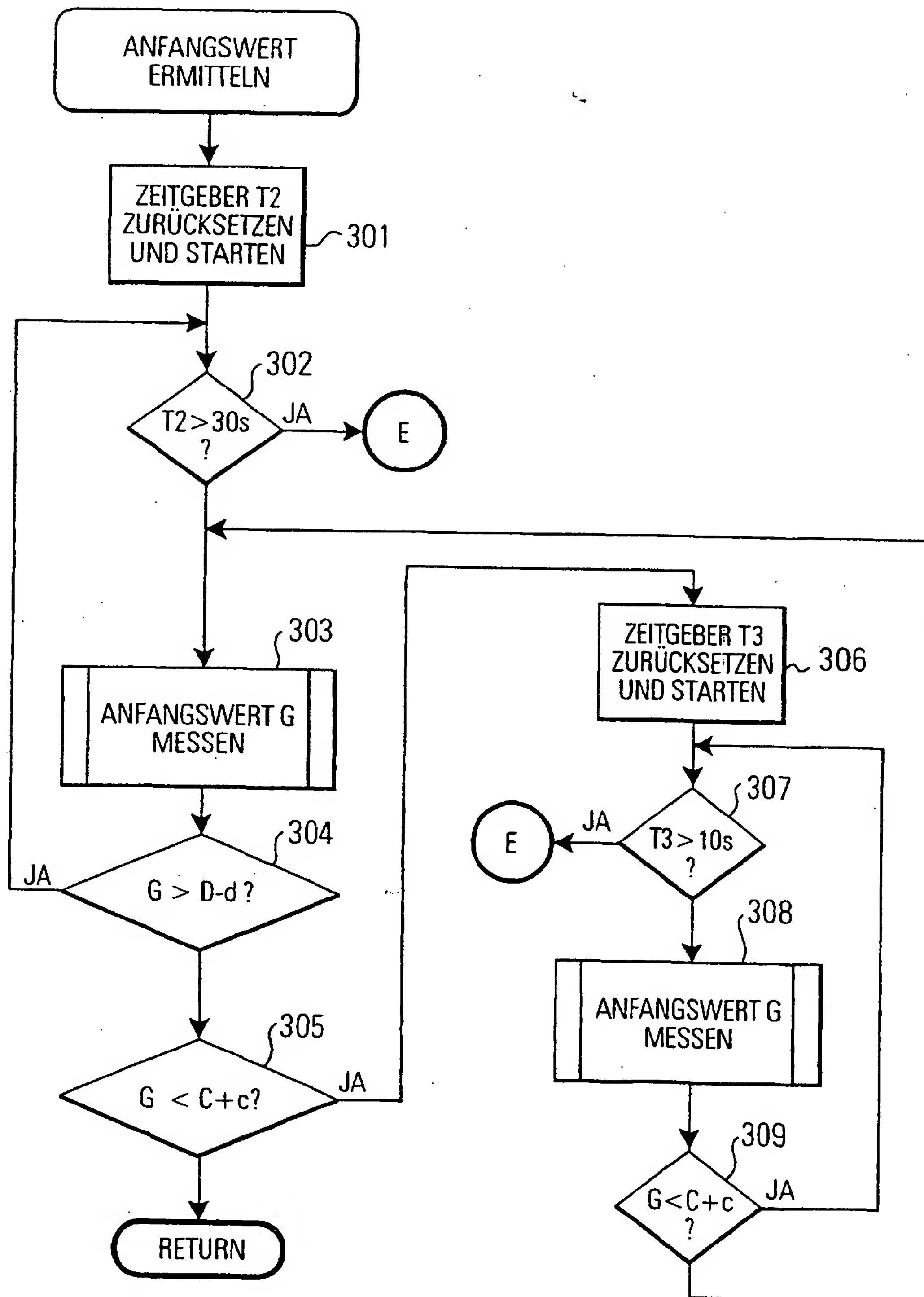


FIG.8



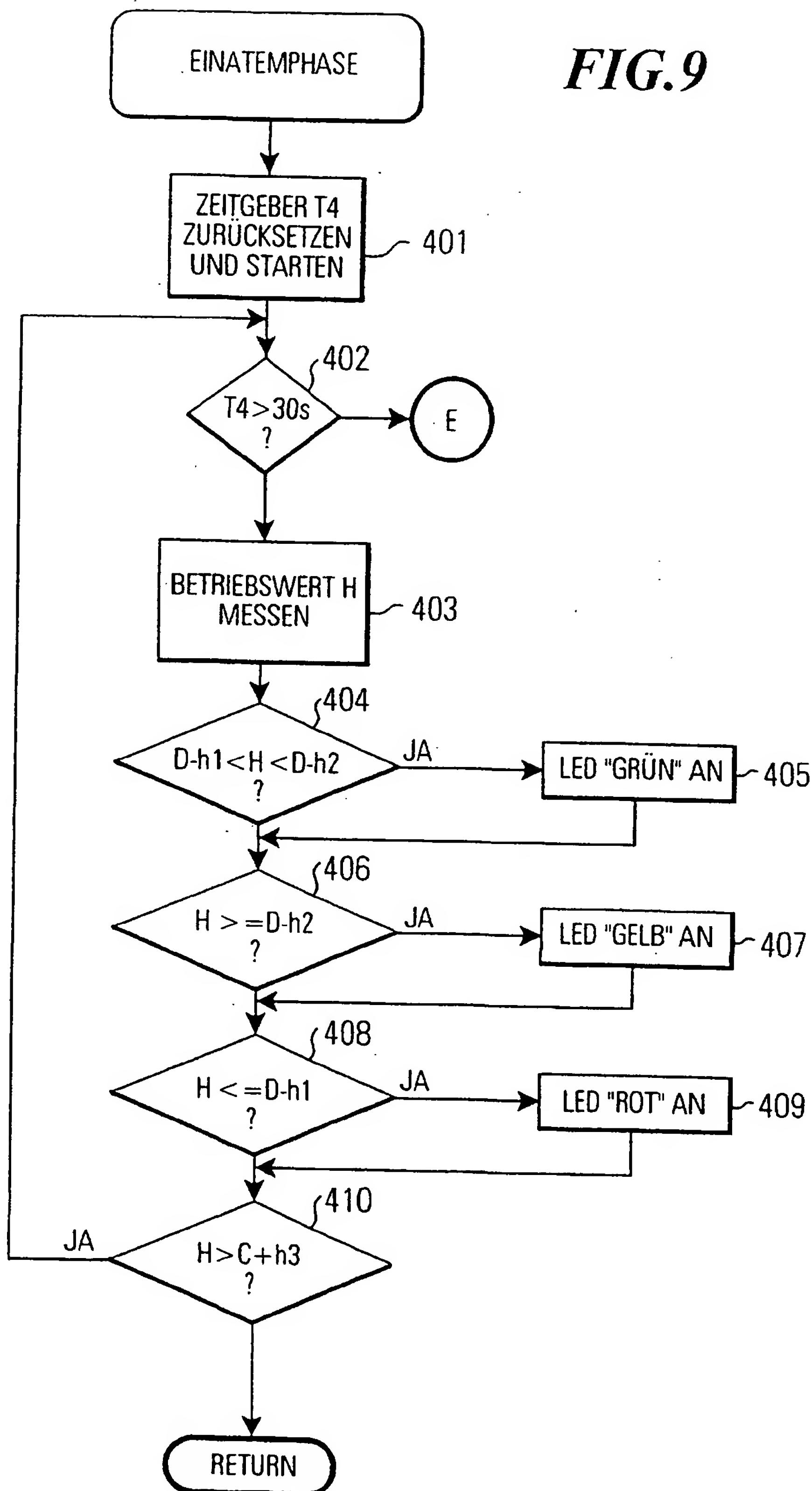


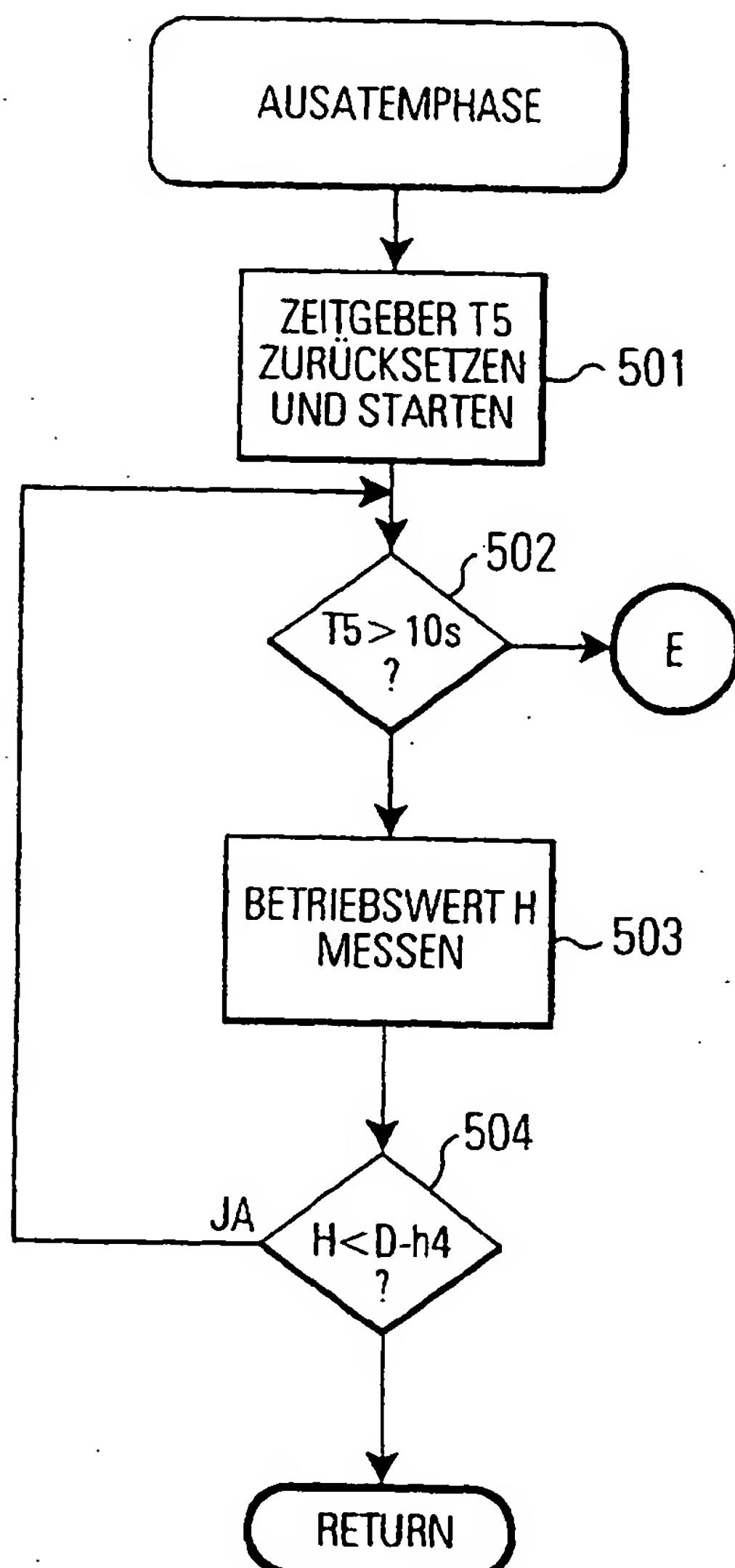
FIG.10

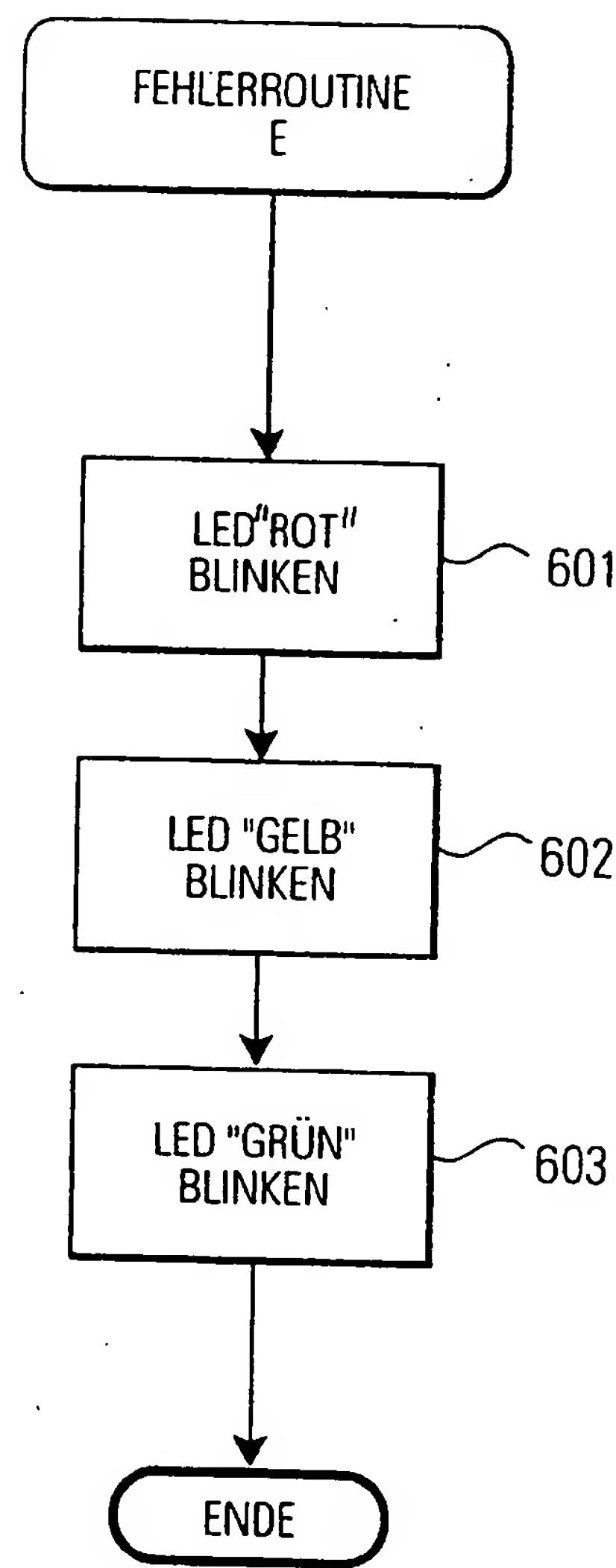
FIG.11

FIG.12

